

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA**



Bruna Lamis Alvarenga

**PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS
DOSIMÉTRICOS DE EXTREMIDADE COM FINS REGULATÓRIOS NO
BRASIL**

Rio de Janeiro
2019

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA**



Bruna Lamis Alvarenga

**PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS
DOSIMÉTRICOS DE EXTREMIDADE COM FINS REGULATÓRIOS NO
BRASIL**

Trabalho de conclusão de curso
apresentada ao Instituto de Física da
Universidade Federal do Rio de Janeiro,
como parte dos requisitos necessários à
obtenção do título de Bacharel em Física
Médica.

Orientador: Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar

Rio de Janeiro
2019

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
INSTITUTO DE FÍSICA

Bruna Lamis Alvarenga

**PROPOSTAS DE REQUISITOS DE DESEMPENHO PARA SISTEMAS
DOSIMÉTRICOS DE EXTREMIDADE COM FINS REGULATÓRIOS NO
BRASIL**

Rio de Janeiro, 17 de maio de 2019.

Aprovado por:

Dr. Marcus Alexandre Vallim de Alencar - IRD/CNEN
(Orientador)

Dr. Luiz Antônio Ribeira da Rosa - IRD/CNEN

Dra. Simone Coutinho Cardoso - IF/UFRJ

Alvarenga, Bruna Lamis Alvarenga

Propostas de Requisitos de Desempenho para Sistemas Dosimétricos de Extremidade com Fins Regulatórios no Brasil. 76p, il; 29,7 cm.

Orientador: Marcus Alexandre Vallim de Alencar

Monografia (Bacharelado em Física Médica) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, 2019.

1. Dosimetria Termoluminescente
2. Dosimetria de Extremidade
3. Monitoração Individual – Monografia

I- Alvarenga, Bruna Lamis

II- Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física

*“olhe todas as que vieram
antes de nós
não há segredo
a potência de ser mulher
atravessa suas veias

somos fortalezas”*

(Ryane Leão)

*Para as minhas saudosas avós
Maria Izabel e Conceição*

AGRADECIMENTOS

A Deus, porque “nosso mundo, um dia estéril, agora transborda vida com a qual podemos nos apaixonar toda vez que abrimos nossos olhos”.

Aos meus pais pelo amor incondicional e pelo investimento nos meus estudos. Sem eles, não teria chegado até aqui.

Ao meu orientador e paraninfo, Marcus Vallim, pelos ensinamentos e por ter acreditado em mim desde o início. Sem ele, este trabalho não existiria.

Às minhas irmãs, que estiveram comigo desde o início da minha vida e me deram os melhores presentes: meus sobrinhos.

Aos meus sobrinhos, que sempre renovaram as minhas forças.

Ao Elvis, meu parceiro de todos os momentos. Esteve ao meu lado me apoiando com amor e paciência.

A todos os meus amigos da faculdade. Em especial, às meninas da panelinha pelas nossas aventuras; ao Bruno, Allan e Felipe pela companhia nas disciplinas do ciclo profissional; ao Lucas e Pedro pelo apoio e companhia na correria de terminar o TCC dentro do prazo; ao Henrique por ter me salvado nas físicas básicas e, principalmente, à Elisa por ter sido minha melhor amiga nos 5 anos de graduação.

Aos meus amigos que estão comigo desde o ensino médio: Laryssa, Bruna e Matheus (ou Math).

Aos técnicos do LDT, Sergio e, principalmente, Rô, pois foi um anjo me ajudando com as leituras dos dosímetros. À Aninha pelas irradiações no LNMRI.

A todos os professores que eu tive, do CA ao último período da graduação. Principalmente, ao prof. Odair pela criação do curso de Física Médica na UFRJ.

À UFRJ pela honra de ter sido sua aluna. Espero que o atual governo entenda que ciência e educação não são gastos, mas sim investimento.

Aos físicos médicos que me ajudaram a cumprir os três estágios obrigatórios para finalizar a graduação a tempo do mestrado. Em medicina nuclear: José Augusto e Mônica. Em Radioterapia: Maíra, Marina e Camila. Em Radiodiagnóstico: Mauro Wilson.

Ao IRD pela oportunidade de iniciação científica, pelas aulas durante a graduação e agora pelo mestrado. Rumo à dissertação!

RESUMO

A legislação brasileira obriga que a monitoração individual externa de corpo inteiro para fótons seja realizada por Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIE) autorizados pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/CNEN). Dessa maneira, os sistemas dosimétricos para corpo inteiro destes SMIE devem atender uma série de requisitos técnicos de desempenho, o que não ocorre para sistemas dosimétricos de extremidade.

Este trabalho tem o objetivo de desenvolver uma metodologia de análise de desempenho de sistemas dosimétricos de extremidade com a finalidade de estabelecer e propor os requisitos técnicos mínimos para fins regulatórios. Foram utilizados sistemas dosimétricos de extremidade com dois modelos de anéis: o anel U-ring da Landauer e o anel desenvolvido pelo Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Os testes escolhidos foram: homogeneidade do lote, reprodutibilidade, Limite Inferior de Detecção (LID), linearidade, dependência energética e angular, baseados na norma IEC 62387:2012, no regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95 e na norma ANSI/HPS N13.11-2009.

Os dois sistemas dosimétricos de extremidade analisados atendem os requisitos dos testes de homogeneidade do lote, LID, linearidade, dependência energética e angular. Contudo, foram reprovados no teste de reprodutibilidade. Diante disso, é necessário verificar se a metodologia e o critério aplicados neste requisito são adequados para sistemas dosimétricos de extremidade.

Palavras-chave: dosimetria termoluminescente; dosimetria de extremidade, monitoração individual.

ABSTRACT

The Brazilian legislation requires whole body individual external monitoring for photons to be performed by External Individual Monitoring Services (SMIE) authorized by the Evaluation Committee of Assay and Calibration Services (CASEC/CNEN). Therefore, the whole body dosimetry systems of these SMIE must be approved for technical performance requirements, which is not the case for extremity dosimetry systems.

This work aims to develop a methodology of performance analysis of extremity dosimetry systems and propose the minimum technical requirements for regulatory purposes. The extremity dosimetry systems were used with two ring models: the ring developed by Landauer and that owner developed by Institute of Radiation Protection and Dosimetry (IRD). The tests chosen were homogeneity, reproducibility, Lower Limit of Detection (LID), linearity, energy and angular dependence. They were based on IEC 62387:2012, standard Technical Regulation CASEC/IRD 002.01/95 and ANSI/HPS N13.11-2009.

The extremity dosimetry systems were approved in homogeneity, LID, linearity, energy and angular dependence tests. However, they were disapproved in the reproducibility test. Therefore, it is necessary to verify whether the methodology and the criterion applied are suitable for extremity dosimetry systems.

Keywords: thermoluminescence dosimetry; extremity dosimetry; individual monitoring.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1: A interpretação do Efeito Compton. Um fóton incidindo sobre um elétron livre em repouso.....	04
Figura 2: O processo de produção de pares	05
Figura 3: Principais processos de interação da radiação com a matéria em função da sua energia e do número atômico do material	05
Figura 4: Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada em função da distância percorrida (dx) num meio material	09
Figura 5: Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas na ICRP 26 e CNEN-NE- 3.01 de 1988, e na ICRP 60 e CNEN NN 3.01 de 2011	10
Figura 6: Geometria de irradiação da esfera ICRU em um ponto com profundidade d..	11
Figura 7: Dosímetros de extremidade nas formas de anel e de pulseira	13
Figura 8: Dosímetro de cristalino.....	14
Figura 9: Distribuição do número de IOE por tipo de monitoração no Brasil.....	14
Figura 10: Distribuição do número de IOE monitorados para extremidades na área médica de 1987 a 2011.	15
Figura 11: Comparação entre o percentual de anéis e pulseiras dosimétricas no período compreendido entre os anos 1987 e 2010 nos serviços de medicina nuclear em todo o Brasil.	15
Figura 12: Curvas trombetas.....	18
Figura 13: Representação esquemática dos dois estágios da termoluminescência	19
Figura 14: Esquema simplificado da Termoluminescência	20
Figura 15: Curva de emissão termoluminescente a partir do modelo de Randall-Wilkins	22
Figura 16: Curva TL do LiF:Mg,Ti: intensidade TL em função da temperatura.	23
Figura 17: Curva da resposta TL com o valor de dose para o TLD-100	24
Figura 18: Resposta de vários detectores para diferentes energias normalizada para a energia do Cs-137	25
Figura 19: Esquema do Leitor TL	25
Figura 20: Representação de um tubo fotomultiplicador	26
Figura 21: Curva de emissão TL do LiF:Mg,Ti obtida 24 horas após uma irradiação com ⁶⁰ Co.....	27
Figura 22: Ciclos Térmicos.....	28
Figura 23: Anel do IRD (A) e anel da Landauer (B)	29
Figura 24: Forno PTW TLDO do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT)	30
Figura 25: Leitor 5500 do LDT	30

Figura 26: <i>TTP Setup</i> do WinREMS.....	31
Figura 27: Curva TL experimental obtida pelo programa WinREMS	32
Figura 28: Aparato para angulação em 30°, 45° e 60° com o simulador de extremidade	34
Figura 29: Irradiação de anéis dosimétricos em um simulador ISO de extremidade na qualidade S-Co a 45° com uma camada de build up de 4 mm no LNMRI	35
Figura 30: Irradiação de anéis dosimétricos em um simulador de extremidade na qualidade S-Cs a 0° com uma camada de build up de 2 mm no LABIR	36
Figura 31: Boxplot das Leituras dos TLD do anel do IRD e da Landauer	43
Figura 32: Leitura do mesmo grupo de dosímetro em cada irradiação	45
Figura 33: Dispersões das leituras de cada dosímetro em todas as irradiações	46
Figura 34: Resposta TL em relação ao valor de dose para cada anel	48
Figura 35: Resultado do teste de linearidade	49
Figura 36: Resposta dos dosímetros em diferentes energias.....	49
Figura 37: Resultado do teste de dependência energética para o ângulo de 0°	50
Figura 38: Resultado do teste de dependência energética para o ângulo de 45°	50
Figura 39: Resultado do teste de dependência energética para o ângulo de 60°	51
Figura 40: Representação de equilíbrio de radiação em um volume homogêneo V com um campo de radiação externo.....	54
Figura 41: Kerma de colisão e dose absorvida em relação a profundidade de um meio irradiado por um fóton de alta energia para o caso hipotético de não haver atenuação e espalhamento do feixe.....	55
Figura 42: Um campo de radiação atravessando dois meios w e g.....	55
Figura 43: Intervalo de Confiança de uma distribuição.....	57

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Limites anuais de doses ocupacionais e do público.	13
Tabela 2: Qualidades dos campos de irradiação segundo a ISO 4037-1.	34
Tabela 3: Testes selecionados para verificação do desempenho de sistemas dosimétricos de extremidade.	37
Tabela 4: Resultado do requisito do teste de Homogeneidade do lote.	43
Tabela 5: Resultado do requisito de Homogeneidade do lote considerando os desvios padrão.	44
Tabela 6: Resultados do critério 1 de reprodutibilidade.	46
Tabela 7: Resultados do critério 2 de reprodutibilidade.	47
Tabela 8: Resultado para o teste do LID.	51
Tabela 9: Leituras do sistema dosimétrico com anel do IRD em todas as irradiações. ...	59
Tabela 10: Leituras do sistema dosimétrico com anel da Landauer em todas as irradiações.	59

LISTA DE SIGLAS E ABREVIATURAS

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CASEC - Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração

CNEN - Comissão Nacional de Energia Nuclear

CPE - Equilíbrio de Partículas Carregadas

DIDOS - Divisão de Dosimetria

GDOSE - Gerência de Dose Ocupacional Externa

ICRP - Comissão Internacional em Proteção Radiológica

ICRU - Comissão Internacional em Unidades de Radiação

IEC - *International Electrotechnical Commission*

IF - Instituto de Física

IOE - Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria

ISO - *International Organization for Standardization*

LABIR - Laboratório de Irradiação

LDT - Laboratório de Dosimetria Termoluminescente

LET - Transferência Linear de Energia

LID - Limite Inferior de Detecção

LNMRI - Laboratório Nacional de Metrologia em Radiações Ionizantes

MTE - Ministério do Trabalho e Emprego

NR - Nível de Registro

PTB - *Physikalisch-Technische Bundesanstalt*

RBE - Resposta Biológica Efetiva

SMN - Serviço de Medicina Nuclear

TL - Termoluminescente

TLD - Detector Termoluminescente

UFRJ - Universidade Federal do Rio de Janeiro

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO.....	01
1.1 - Apresentação	01
1.2 - Objetivos	02
CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	03
2.1 - Interação da Radiação com a Matéria.....	03
2.1.1 - Efeito Fotoelétrico.....	03
2.1.2 - Efeito Compton.....	03
2.1.3 - Produção de Pares.....	04
2.2 - Grandezas.....	06
2.2.1 - Grandezas Físicas.....	06
2.2.2 - Grandezas Limitantes.....	08
2.2.3 - Grandezas Operacionais.....	10
2.3 - Monitoração Individual Externa	12
2.3.1 - Radioproteção	12
2.3.2 - Dosimetria Ocupacional Externa	13
2.3.3 - Curvas Trombeta	16
2.4 - Dosimetria Termoluminescente (TL)	18
2.4.1 - Termoluminescência.....	18
2.4.2 - Dosimetria	22
2.4.2.1 - Detector TL.....	22
2.4.2.2 - Leitor TL	22
2.4.2.3 - Ciclos Térmicos.....	27
CAPÍTULO 3 - MATERIAIS E MÉTODOS.....	29
3.1 - TLD-100	29
3.2 - Anéis	29
3.3 - Forno e Leitor.....	29

3.4 - <i>Software</i> para Análise de Dados	30
3.5 - Calibração de um Sistema Dosimétrico de Extremidade	32
3.6 - Irradiações	33
3.7 - Testes de Desempenho	36
3.7.1 - Homogeneidade do Lote	37
3.7.2 - Reprodutibilidade	38
3.7.3 - Linearidade	39
3.7.4 - Dependência Energética e Angular	40
3.7.5 - LID	41
CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES	42
4.1 - Incertezas.....	42
4.2 - Homogeneidade do Lote	43
4.3 - Reprodutibilidade	44
4.4 - Linearidade	48
4.5 - Dependência Energética e Angular	49
4.6 - LID	51
CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES E SUGESTÕES	52
5.1 - Conclusões	52
5.2 - Sugestão para um Próximo Trabalho.....	53
ANEXO A.....	54
A.1 - Teoria da Cavidade	54
ANEXO B.....	57
B.1 - Intervalo de Confiança para Média de uma Distribuição Normal de Desvio Padrão Estimado	57
B.2 - Intervalo de Confiança para o Desvio Padrão Estimado	58
ANEXO C.....	59
C.1 - Resultados do Teste de Reprodutibilidade Sistema com o anel do IRD .	59

C.2 - Resultados do Teste de Reprodutibilidade Sistema com o anel da Landauer	59
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

CAPÍTULO 1 - INTRODUÇÃO

1.1 - Apresentação

Atividades humanas envolvendo radiação ionizante acarretam a exposição ocupacional de trabalhadores. Diante disso, é necessário um controle das doses de radiação envolvidas por meio de programas de monitoração individual. Seus objetivos são: verificar se os limites de dose ocupacionais não são ultrapassados e avaliar as condições de trabalho, fornecendo informações de quaisquer alterações e acidentes. A monitoração individual é feita com o uso de dosímetros pelos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE).

No Brasil, a monitoração individual é exigida por três órgãos: o Ministério do Trabalho e Emprego (MTE), a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) e a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) (MTE, 2005; CNEN, 2011a; CNEN, 2013; ANVISA, 1998).

A grandeza utilizada para monitoração individual é o equivalente de dose individual, $H_p(d)$, em uma profundidade d (em milímetros). Para a monitoração de corpo inteiro, o IOE utiliza um dosímetro no tórax, estimando a dose efetiva na grandeza equivalente de dose individual na profundidade de 10 mm, $H_p(10)$. Contudo, de acordo com os órgãos regulatórios do Brasil, se o IOE manipular fontes radioativas ou estiver em um campo com radiações pouco penetrantes, é obrigatório o uso de dosímetros de extremidade. Sua monitoração individual é baseada na medição do equivalente de dose individual na profundidade de 0,07 mm, $H_p(0,07)$, com o posicionamento de dosímetros, na forma de anéis e pulseiras, nas mãos ou nos pulsos (CNEN, 2013; CNEN, 2011b; ANVISA, 1998).

A monitoração individual de extremidade está presente nas três áreas principais da física médica: no radiodiagnóstico, em procedimentos de hemodinâmica, onde os médicos ocasionalmente podem expor suas mãos ao coloca-las diretamente no feixe primário de raios X; na medicina nuclear, com a manipulação de fontes radioativas pelos farmacêuticos, enfermeiros, médicos e físicos; na radioterapia, com a utilização de fontes nos procedimentos de braquiterapia.

Segundo a legislação brasileira, a monitoração individual externa de corpo inteiro para fótons é feita mensalmente por Serviços de Monitoração Individual Externa (SMIE) devidamente autorizados pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/CNEN) e, para isso, os seus sistemas dosimétricos precisam atender uma série de requisitos técnicos de desempenho. Porém, não existe uma regulamentação para os SMIE que realizam monitoração de extremidade e, portanto, não há uma padronização e confiabilidade na avaliação dos valores de dose de extremidade.

1.2 - Objetivos

- Desenvolver uma metodologia para análise do desempenho de sistemas dosimétricos de extremidade com testes baseados nos requisitos presentes no regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95 para serviços de monitoração de corpo inteiro para fótons e nas normas IEC 62387:2012 e ANSI/HPS N13.11:2009 (IRD, 1995b; IEC, 2012; ANSI, 2009).
- Propor os requisitos técnicos mínimos necessários para a autorização de serviços de monitoração individual de extremidade no Brasil.
- Analisar dois sistemas dosimétricos usando o modelo de anel desenvolvido e utilizado pelo SMIE do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) e o modelo de anel desenvolvido pela Landauer e disponibilizado comercialmente.

CAPÍTULO 2 - FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 - Interação da Radiação com a Matéria

A radiação indiretamente ionizante, fótons, pode interagir com a matéria por 3 efeitos dominantes, transferindo energia: fotoelétrico, Compton e produção de pares (EISBERG e RESNICK, 1979).

2.1.1 - Efeito Fotoelétrico

Em 1905, Einstein supôs que um fóton ioniza o átomo transferindo toda a sua energia. No entanto, somente parte desta energia é gasta para retirar o elétron do átomo, o restante é transformado em energia cinética do elétron, conforme a Equação 1 (EISBERG e RESNICK, 1979).

$$K = h\nu - w \quad (1)$$

Onde:

K : Energia cinética do elétron emitido;

$h\nu$: Energia do fóton incidente;

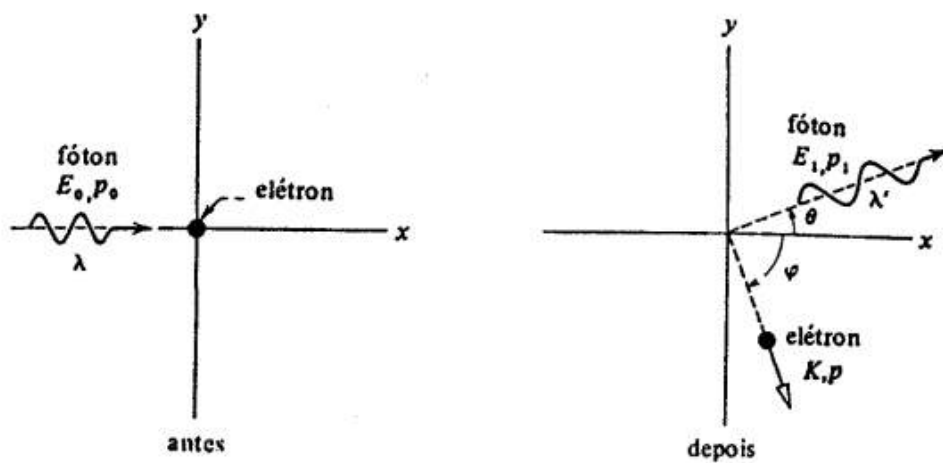
w : Trabalho necessário para remover o elétron do material.

2.1.2 - Efeito Compton

Em 1923, Compton confirmou a natureza corpuscular da radiação ao incidir um feixe de raios X com essencialmente um único comprimento de onda λ . Por conseguinte, os raios X foram espalhados com máximos de intensidade em dois comprimentos de onda: o incidente e outro menor por uma quantidade $\Delta\lambda$, chamado *deslocamento Compton*.

Considerando um fóton interagindo com um elétron livre e estacionário, conforme a Figura 1. Este fóton é espalhado de um ângulo θ e se afasta com energia relativística E_1 e momento p_1 . Já o elétron recua em um ângulo ϕ em relação ao eixo de colisão, com energia cinética K e momento p (EISBERG e RESNICK, 1979).

Figura 1: A interpretação do Efeito Compton. Um fóton incidindo sobre um elétron livre em repouso.



Fonte: Eisberg e Resnick (1979).

A energia cedida ao elétron é a energia inicial do fóton menos a energia final do fóton, Equação 2.

$$T = E_i - E_f = E_i - \frac{E_i}{\left(\frac{E_i}{m_0 c^2}(1 - \cos\theta) + 1\right)} \quad (2)$$

Onde:

T : Energia cedida ao elétron;

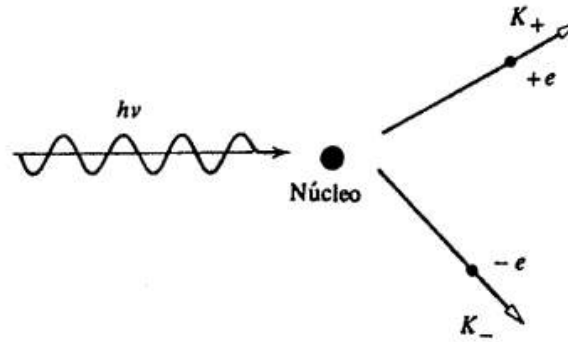
E_i e E_f : Energias inicial e final do fóton, respectivamente;

$m_0 c^2$: Energia de repouso do elétron.

2.1.3 - Produção de Pares

Além do efeito fotoelétrico e Compton, há mais um processo de interação do fóton com a matéria, o qual converte energia radiante em massa de repouso e energia cinética, Equação 3. Um fóton de energia superior a 1,02 MeV perde toda a sua energia $h\nu$ ao colidir com um núcleo, criando assim um par elétron e pósitron, conforme a Figura 2 (EISBERG e RESNICK, 1979).

Figura 2: O processo de produção de pares.



Fonte: Eisberg e Resnick (1923).

$$h\nu = E_- + E_+ = (m_0c^2 + K_-) + (m_0c^2 + K_+) = K_- + K_+ + 2m_0c^2 \quad (3)$$

Onde:

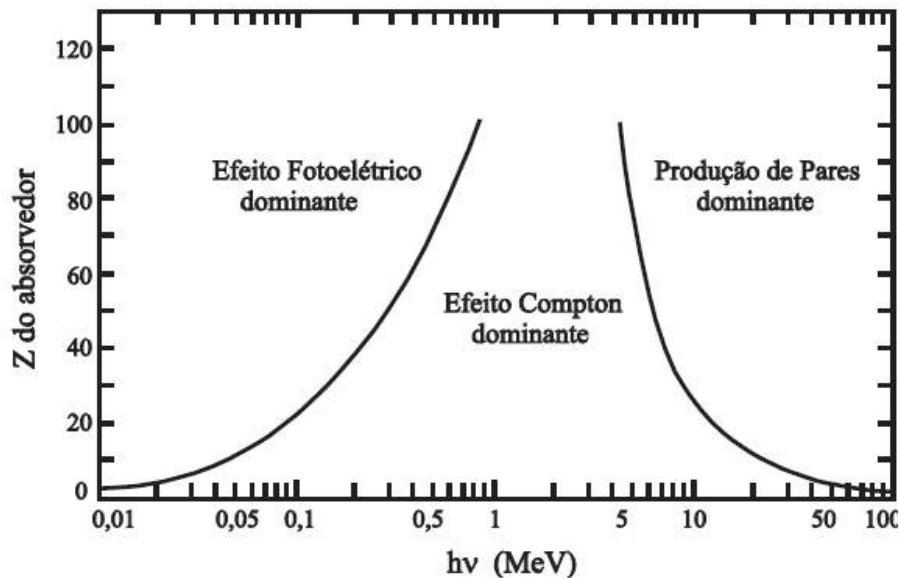
E_+ e E_- : Energias relativísticas totais do pósitron e do elétron, respectivamente;

K_+ e K_- : Energias cinéticas do pósitron e do elétron, respectivamente;

m_0c^2 : Energias de repouso.

Os processos dominantes em função da energia do fóton ($h\nu$) e do número atômico (Z) do absorvedor estão na Figura 3.

Figura 3: Principais processos de interação da radiação com a matéria em função da sua energia e do número atômico do material.



Fonte: Tauhata *et al.* (2011).

Portanto, fótons com energias mais baixas apresentam maior probabilidade de interagir por efeito fotoelétrico. Conforme a energia da

radiação aumenta, surge uma maior probabilidade de ocorrer espalhamento Compton e, somente a partir de 1,02 MeV, é possível ter a produção de pares com uma probabilidade de ocorrência em relação ao número atômico do absorvedor (TAUHATA *et al.*, 2011).

A perda de energia dos elétrons ionizados por unidade de comprimento é chamada de *stopping power*, ou poder de freamento. É representada por dE/dx com unidade [MeV/cm]. Uma parte da energia cinética do elétron é perdida pelo processo de *Bremsstrahlung*, que é a emissão de raios X pela desaceleração do elétron, definindo o *stopping power* de radiação. Já outra parte é perdida por colisões do elétron com os átomos do meio, definindo o *stopping power* de colisão (ATTIX, 1986).

2.2 - Grandezas

Com a descoberta dos raios X e da radioatividade, foi necessário quantificar a interação da radiação com a matéria. As Instituições internacionais responsáveis pela definição das grandezas de medição de radiação são:

- ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*): Responsável pelas grandezas físicas e operacionais.
- ICRP (*International Commission on Radiological Protection*): Responsável pela proteção radiológica e faz recomendações das grandezas limitantes.

2.2.1 - Grandezas Físicas

São grandezas associadas à quantidade de radiação que um material foi submetido.

a) Fluência (Φ)

É o número de partículas incidentes (dN) em uma área infinitesimal (dA) (ICRU, 1993):

$$\Phi = \frac{dN}{dA} \quad (4)$$

A fluência de energia (Ψ) é igual a:

$$\Psi = \frac{dR}{dA} \quad (5)$$

Onde:

R : Soma ponderada das energias das partículas.

b) Kerma (K)

É a energia transferida aos elétrons na primeira interação da radiação (dE_{tr}) com a matéria de massa infinitesimal (dm) (ICRU, 1993):

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (6)$$

Parte da energia transferida é perdida em colisões, kerma de colisão (K_c), e outra parte por *Bremsstrahlung*, kerma de radiação (K_r):

$$K = K_c + K_r = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (7)$$

Sendo:

$$(1 - g) \frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\mu_{en}}{\rho} \quad (8)$$

Onde:

Ψ : Fluência de energia do campo de radiação;

$\frac{\mu_{tr}}{\rho}$: Coeficiente de atenuação mássico de transferência de energia;

g : Fator que representa a parte da energia transferida que sofre perda radiativa;

$\frac{\mu_{en}}{\rho}$: Coeficiente de atenuação mássico de absorção de energia.

A unidade de Kerma é Gray (Gy), igual a J/kg.

c) Exposição (X)

É o valor absoluto da carga total de ionizações (dQ) quando todos os elétrons e pósitrons são completamente freados no ar de massa infinitesimal (dm) (ICRU, 1993):

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

A unidade de exposição é C/kg de ar.

d) Dose absorvida (D)

É definida como a derivada da energia média absorvida ($\bar{\epsilon}$) pelo material de massa infinitesimal (dm) (ICRU, 1993):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (10)$$

A unidade de dose absorvida é Gray (Gy), igual a J/kg.

Conhecendo o campo de radiação e sua interação com a matéria, é possível calcular a dose absorvida a partir da teoria de cavidade (ATTIX, 1986). Sua explicação mais detalhada se encontra no anexo A.

2.2.2 - Grandezas Limitantes

São grandezas associadas ao risco biológico devido à radiação ionizante com a finalidade de limitar a dose no órgão ou tecido. Para isso, fatores de peso são relacionados com as grandezas físicas (SABOL e WENG, 1995).

a) Dose Equivalente

A ICPR 26 (1977) foi base para a norma CNEN NE-3.01 – “Diretrizes Básicas de Radioproteção” de 1988. Dose Equivalente, traduzido de *Dose Equivalent*, é a multiplicação de dose absorvida por fator adimensional que relaciona a dose à Efetividade Biológica Relativa (RBE), Equação 11 (ICRP, 1977; CNEN, 1988; TAUHATA *et al.*, 2011).

$$RBE(A) = \frac{Dose_{ref}}{Dose_{radA}} \quad (11)$$

Onde:

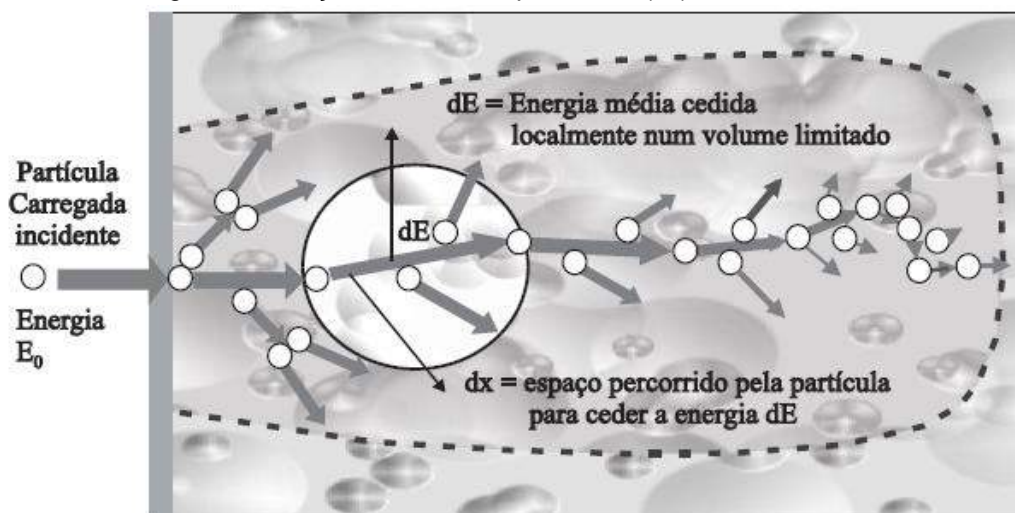
$Dose_{ref}$: Dose da radiação de referência necessária para produzir um específico nível de resposta;

$Dose_{radA}$: Dose de radiação A necessária para produzir igual resposta.

A REB é considerada em função da qualidade de radiação com valores Q obtidos em termos da Transferência Linear de Energia (LET), Equação 12, de cada tipo de radiação em relação ao seu *stopping power* de colisão, Figura 4.

$$LET = \frac{\text{Energia média cedida}}{\text{Espaço percorrido}} = \frac{dE}{dx} \quad (12)$$

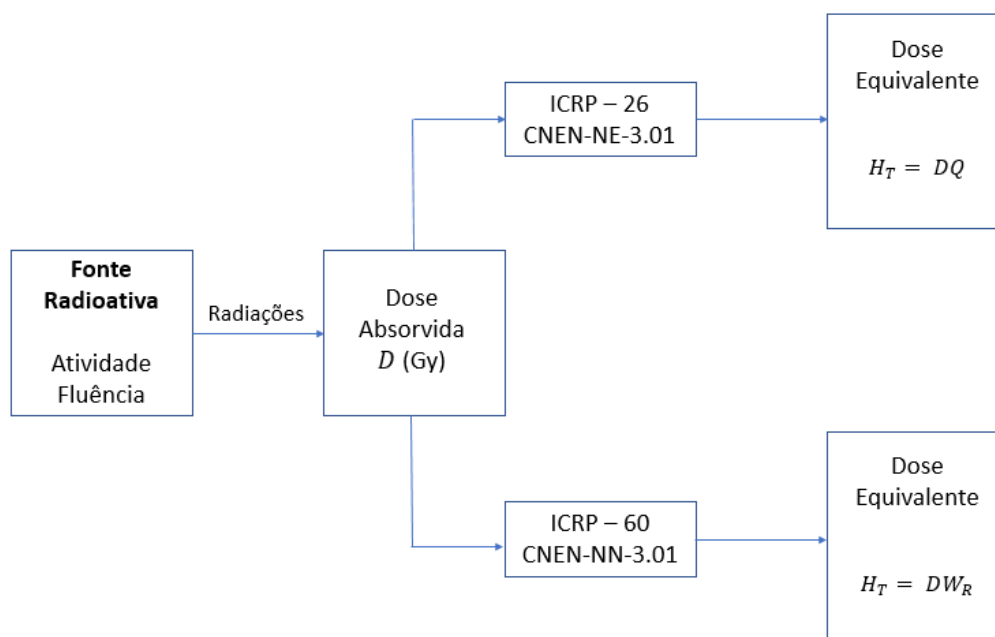
Figura 4: Visualização do processo de transferência de energia (dE) por uma partícula carregada em função da distância percorrida (dx) num meio material.



Fonte: Tahuata *et al.* (2011).

Em 1990, a ICRP 60 definiu a grandeza “*Equivalent Dose*” com a multiplicação da dose absorvida por W_R , fator de peso da radiação, provindo de uma revisão das consequências biológicas referentes à cada tipo de tipo de radiação. A norma CNEN NN-3.01 de 2011 adotou esse conceito para dose equivalente, Figura 5 (ICRP, 1990; CNEN, 2011a, TAUHATA *et al.*, 2011). Contudo, não adotou os novos valores revisados na ICRP 103 de 2007 (ICRP, 2007).

Figura 5: Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas na ICRP 26 e CNEN-NE-3.01 de 1988, e na ICRP 60 e CNEN-NN-3.01 de 2011.



Fonte: Adaptado de Tauhata *et al.* (2011).

A unidade de dose equivalente é Sievert (Sv), igual a J/kg.

b) Dose Efetiva

Dose efetiva é a soma ponderada das doses equivalentes (H_T) em todos os tecidos e órgãos do corpo multiplicada pelos fatores de peso (W_T), cujos valores foram estabelecidos pela ICRP 60 e atualizados pela ICRP 103, segundo o tecido (T) (ICRP, 1990; ICRP, 2007).

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (13)$$

A unidade de dose efetiva é Sievert (Sv), igual a J/kg.

2.2.3 - Grandezas Operacionais

Como as grandezas limitantes não são mensuráveis, foi necessário a criação de uma grandeza de referência para padronização das medições por causa das diferenças de tamanho e forma física dos indivíduos expostos à radiação. As grandezas operacionais são obtidas a partir das grandezas físicas por meio de coeficientes de conversão. Esses coeficientes foram calculados

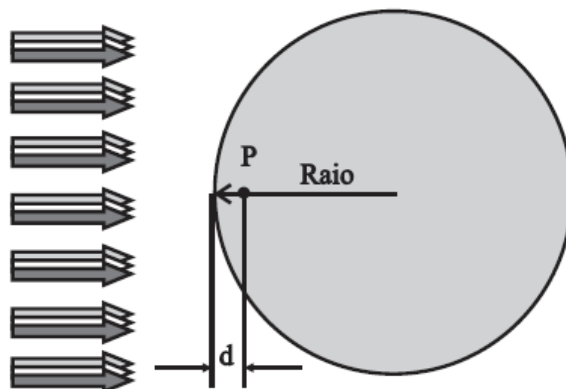
por simulação computacional pelo Método de Monte Carlo e são encontrados na norma ISO 4037 (ISO, 2019_b).

a) Equivalente de Dose Individual ($H_p(d)$)

É o equivalente de dose em tecido mole em uma profundidade d (em milímetros). Para ter a melhor estimativa da dose efetiva, a grandeza é padronizada na profundidade de 10 mm; para estimativa de dose na pele e extremidade, na profundidade de 0,07 mm; para a estimativa da dose no cristalino, na profundidade de 3 mm.

Todos os equivalentes de dose foram definidos originalmente a partir da esfera ICRU, conforme a Figura 6, que possui 30 cm de diâmetro e densidade de 1 g/cm³ (composição de massa de 76,2% de oxigênio, 11,1 % de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6 % de nitrogênio) e, portanto, apresenta material de tecido equivalente ao tecido humano como um simulador de corpo humano (ICRU, 1980).

Figura 6: Geometria de irradiação da esfera ICRU em um ponto com profundidade d .



Fonte: Tahuata *et al.* (2011).

A ICRU 47 (1992) recomendou o uso de simuladores de polimetilmetacrilato (PMMA), com densidade de 1,19 g/cm³ de composição de 8,05% de hidrogênio, 59,99% de carbono e 31,96% de oxigênio, para a calibração dos dosímetros porque apresentam densidade e retroespalhamento similares ao da esfera ICRU. Então, $H_p(d)$ foi estendido para simuladores apropriados padronizados pela ISO 4037 (ISO, 2019_b).

(a) Simulador de tronco: Representa o tronco humano ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. É constituído por um paralelepípedo de PMMA, preenchido com água, com lados de 300 mm x 300 mm e

profundidade 150 mm. O lado frontal do simulador consiste de uma placa de 2,5 mm de espessura e os demais lados possuem 10 mm.

(b) Simulador pilar: Representa um pulso ou tornozelo ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. É constituído por um cilindro de PMMA, preenchido com água, de 73 mm de diâmetro e comprimento de 300 mm. Sua parede possui espessura de 2,5 mm e as paredes superior e inferior com espessura de 10 mm.

(c) Simulador de haste: Representa um dedo ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. É constituído por um cilindro sólido de PMMA com diâmetro de 19 mm e comprimento de 300 mm.

(d) Simulador cilíndrico: Representa a cabeça ao simular o retroespalhamento da radiação incidente. É constituído por um cilindro de PMMA, preenchido com água, de 200 mm de diâmetro e comprimento de 200 mm. Suas paredes possuem espessura de 5,0 mm.

2.3 - Monitoração Individual Externa

2.3.1 - Radioproteção

A monitoração individual tem a finalidade de estimar as doses recebidas pelo IOE para verificar se os limites de dose ocupacionais não são ultrapassados e avaliar as condições do local de trabalho e exposições acidentais, visando a segurança do trabalhador.

A proteção radiológica para a exposição do IOE é baseada nos princípios da justificação, otimização e limitação da dose (CNEN, 2011_a).

Os limites de dose atuais são estabelecidos pela norma CNEN-NN-3.01 servindo como um controle da exposição ocupacional no Brasil e estão na Tabela 1.

Tabela 1: Limites anuais de doses ocupacionais e do público.

Grandeza	Órgão	IOE	Público
Dose Efetiva	Corpo inteiro	20 mSv (a)	1 mSv (b)
Dose Equivalente	Cristalino	20 mSv (a)	15 mSv
	Pele (c)	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	---

(a) Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

(b) Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que não exceda 1 mSv por ano.

(c) Valor médio de 1 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: Adaptado de CNEN-NN-3.01 (2011).

2.3.2 - Dosimetria Ocupacional Externa

O controle de dose é feito por meio do uso de dosímetros posicionados no tórax para estimar a dose efetiva a partir da medição na grandeza $H_p(10)$. Nos casos de exposição em campo de radiação de baixo poder de penetração ou quando há manipulação de fonte radioativa, o uso de dosímetros de extremidade e de cristalino é obrigatório (CNEN, 2013; ANVISA 1998). Os dosímetros de extremidade são calibrados na grandeza $H_p(0,07)$ e usados na forma de anel ou de pulseira, conforme a Figura 7. Os dosímetros de cristalino são calibrados na grandeza $H_p(3)$ e usados próximos aos olhos, conforme a Figura 8.

Figura 7: Dosímetros de extremidade nas formas de anel e de pulseira.



Fonte: <http://www.staffsul.com.br/dosimetria/dosimetro-metrobras> (Acessado no dia 06/03/2019, 14:03).

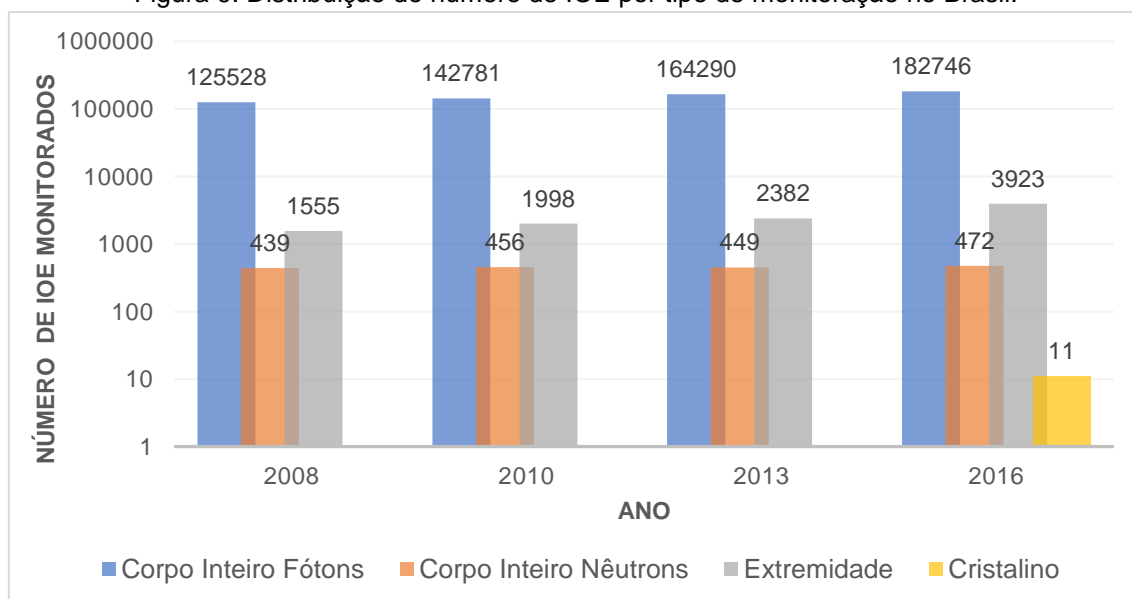
Figura 8: Dosímetro de cristalino.



Fonte: <https://www.landauer.com/vision-eye-dosimeter> (Acessado no dia 30/04/2019, 14:03)

Todos os dados de doses dos IOE no Brasil são armazenados em um banco de dados, denominado Gerência de Dose Ocupacional Externa (GDOSE), possuindo mais de 400.000 registros de dose de IOE entre 1987 e 2011 (MAURÍCIO *et al.*, 2015). Na Figura 9, pode ser visto o número de IOE por tipo de monitoração em 2008, 2010, 2013 e 2016.

Figura 9: Distribuição do número de IOE por tipo de monitoração no Brasil.

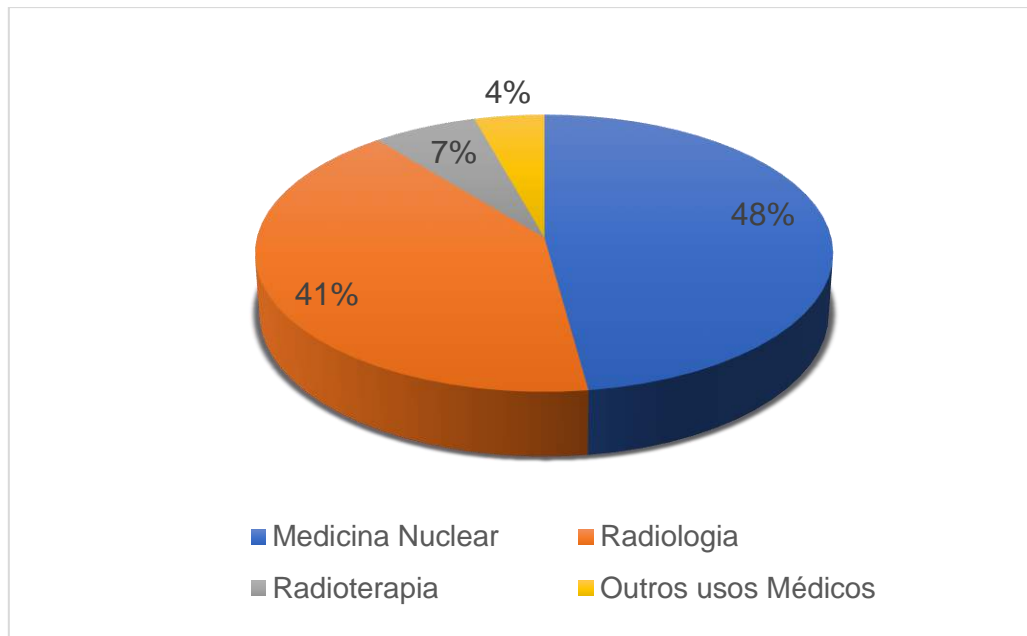


Fonte: Adaptado de Alencar *et al.* (2017).

Do número total de monitorados para extremidade entre 1987 a 2011, 46% correspondem a área médica. Na Figura 10, pode-se observar que, dentre as várias atividades médicas, a área de medicina nuclear é que mais utiliza dosímetros de extremidade (MAURÍCIO *et al.*, 2015), e este número tem

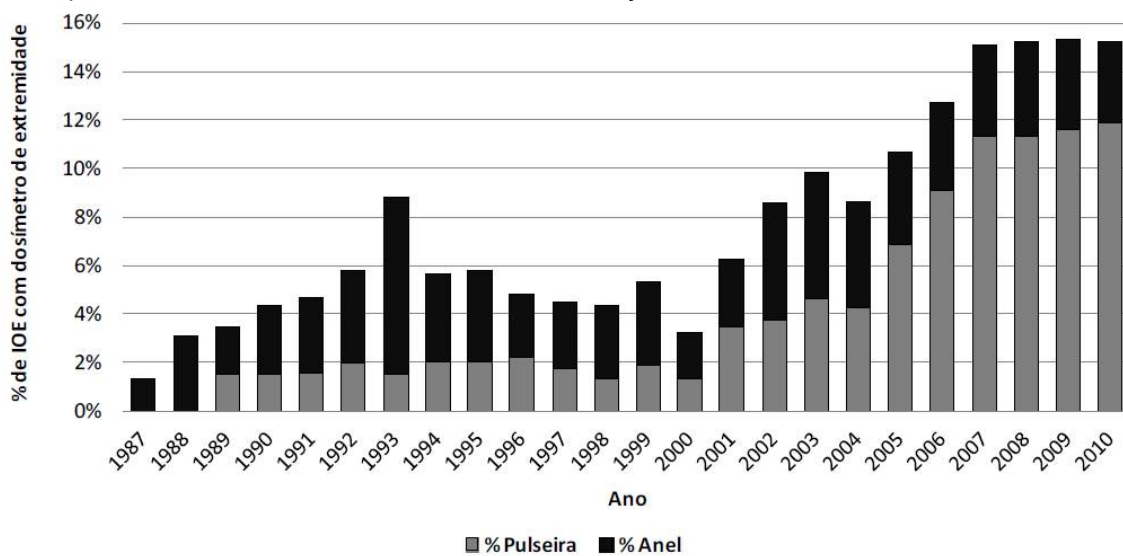
aumentado anualmente em função do crescimento da quantidade de Serviços de Medicina Nuclear (SMN), Figura 11. (KUBO, 2016)

Figura 10: Distribuição do número de IOE monitorados para extremidades na área médica de 1987 a 2011.



Fonte: Adaptado de Maurício *et al.* (2015).

Figura 11: Comparação entre o percentual de anéis e pulseiras dosimétricas no período compreendido entre os anos 1987 e 2010 nos serviços de medicina nuclear em todo o Brasil.



Fonte: Kubo (2016).

Entretanto, a quantidade de IOE que utilizam anel permaneceu constante nos últimos anos. Possivelmente porque há uma preferência pelo dosímetro do tipo pulseira devido à sua praticidade, mesmo que o seu uso subestime a dose recebida no ponto mais exposto da mão (KUBO, 2016).

Segundo Carnicer *et al.* (2011), a dose no punho é subestimada por um fator 20 na avaliação de dose, e a mão não dominante costuma receber doses mais altas do que a mão dominante. São recomendados uma avaliação de cada indivíduo quanto à mão mais exposta, pois as doses podem variar devido às técnicas individuais de trabalho, e o uso do dosímetro de extremidade do tipo anel na base do dedo indicador com a parte frontal do anel voltada para o lado da palma da mão que apresenta o maior valor de dose (CARNICER *et al.*, 2011). Segundo a publicação 106 da ICRP, quando o anel é colocado na geometria descrita anteriormente, a razão entre o valor de dose na ponta do dedo e no anel varia entre 1,5 e 3,5 (ICRP, 2008).

A legislação brasileira exige que os serviços de monitoração individual externa (SMIE) sejam autorizados por um órgão responsável. Para a monitoração individual de corpo inteiro, a autorização é dada pelo Comitê de Avaliação e Serviços de Ensaio e Calibração (CASEC/CNEN). Como parte do processo de autorização, os sistemas dosimétricos precisam atender uma série de requisitos técnicos de desempenho, descritos no regulamento IRD-RT Nº 001.01/95 do CASEC (MTE, 2005; CNEN, 2011c; CNEN, 2013; ANVISA, 1998; IRD, 1995a). Porém, para os SMIE de extremidade não há esse processo de autorização. Como consequência, não há padronização na sistemática de medição de dose e nem confiabilidade nos valores de dose de extremidade avaliados.

2.3.3 - Curvas Trombeta

Em 2000, a ISO 14146 definiu um método de análise dos valores de dose avaliados de um sistema dosimétrico através das curvas trombeta, Equação 14, permitindo identificar problemas na calibração com valores de dose subestimados ou superestimados (ISO, 2000).

$$\frac{1}{1,5} \left(1 - \frac{2H_0}{0,2+H} \right) \leq \frac{A}{H} \leq 1,5 \left(1 + \frac{0,2}{2H_0+H} \right) \quad (14)$$

Onde:

A : Valor avaliado de dose;

H : Valor de referência na grandeza de interesse ($H_p(d)$);

H_0 : Limite inferior do intervalo de dose avaliado.

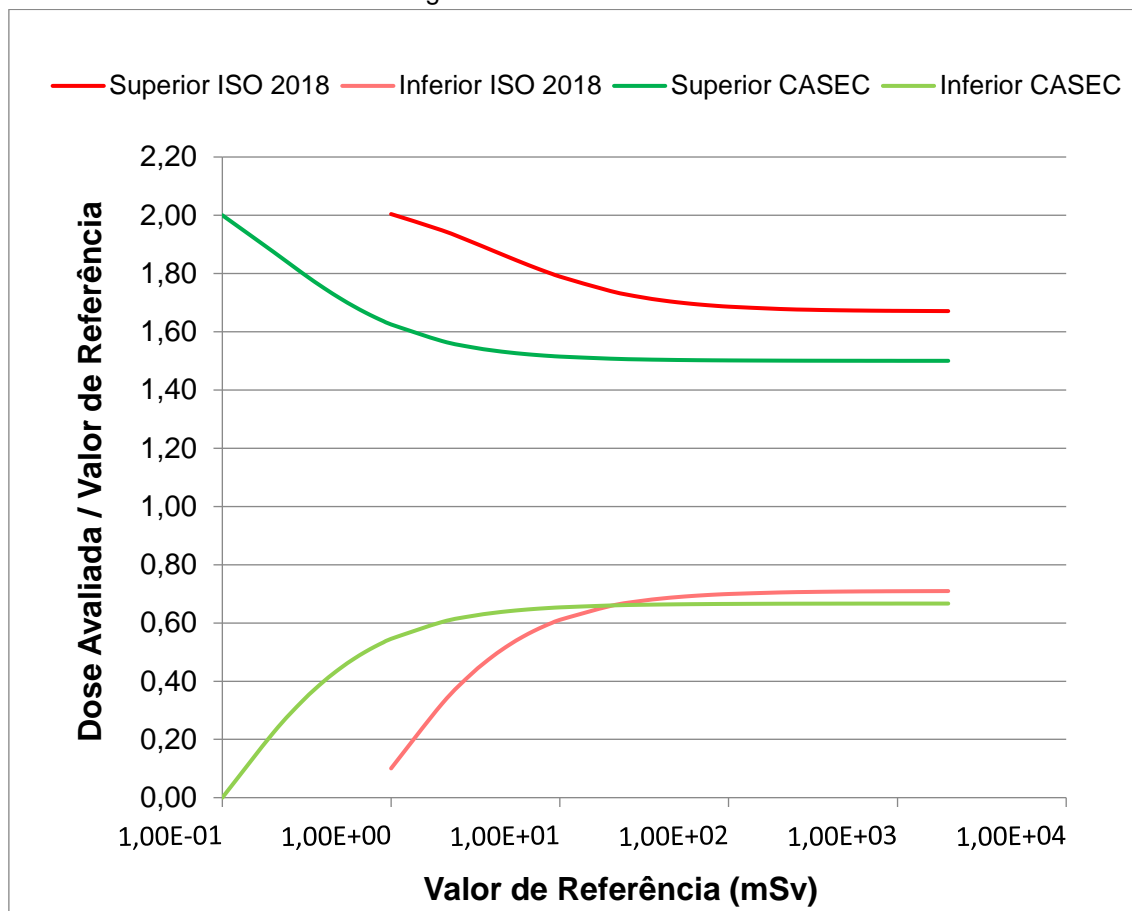
Esta curva é utilizada pelo CASEC, sendo H_0 definido como o Nível de Registro (NR) adotado como 0,10 mSv para dose efetiva pelas normas da CNEN e da ANVISA.

Em 2018, a norma ISO 14146 alterou os limites das Curvas Trombeta, Equação 15, para feixes de radiação com energia média acima de 10 keV (ISO, 2018). O limite para valores de doses avaliados superestimados aumentou e o limite para valores de dose avaliados subestimados diminuiu a partir do valor de referência de 40 mSv.

$$0,71 \left(1 - \frac{2H_0/1,33}{H_0/1,33+H} \right) \leq \frac{A}{H} \leq 1,67 \left(1 + \frac{H_0}{4H_0+H} \right) \quad (15)$$

Para monitoração de extremidade, esta norma adota o valor de H_0 igual a 1 mSv em $H_p(0,07)$. No Brasil, a Posição Regulatória 3.01/004:2011 estipulou o NR apenas para dose efetiva, sendo de 0,10 mSv, mas é usado também como NR para doses de extremidade (CNEN, 2011_b). Na Figura 12, podem ser vistas as curvas definidas pela ISO 14146 de 2018 em $H_p(0,07)$ com o NR de 1,00 mSv e a adotada pelo CASEC com o NR de 0,10 mSv.

Figura 12: Curvas trombetas.



Fonte: Autora.

2.4 - Dosimetria Termoluminescente (TL)

A técnica mais utilizada em monitoração individual é a termoluminescência.

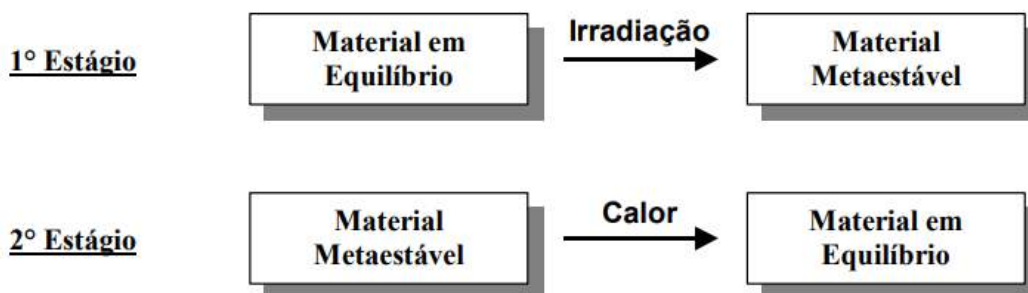
2.4.1 - Termoluminescência

A luminescência é a emissão de luz de um material cristalino, isolante ou semicondutor, previamente excitado, sendo dividida em dois tipos: fluorescência e fosforescência. A fluorescência é a emissão de luz em um tempo menor que 10^{-8} s após a excitação. Já a fosforescência é a emissão de luz no mínimo 10^{-8} s após a excitação e, para isso, precisa receber um estímulo, uma energia (BATISTA, 2011).

Na termoluminescência, o estímulo do material é o calor, portanto, é uma fosforescência termicamente estimulada, e o seu processo pode ser dividido em dois estágios, Figura 13:

- O primeiro é a irradiação do material: Passagem do estado de equilíbrio termodinâmico para o estado metaestável.
- O segundo é o aquecimento do material: Passagem do estado metaestável para o estado de equilíbrio termodinâmico com a emissão da luminescência (McKEEVER, 1995).

Figura 13: Representação esquemática dos dois estágios da termoluminescência.



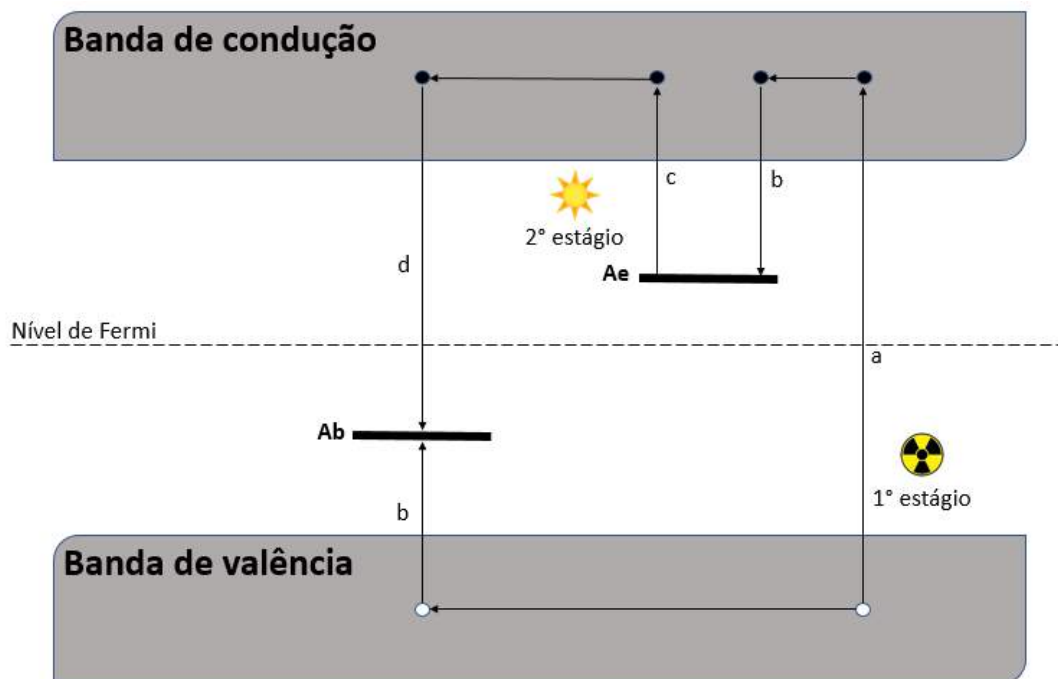
Fonte: Adaptado de McKeever (1995).

Esse processo é explicado pela Teoria de Bandas de Energia dos sólidos. Um cristal, isolante ou semicondutor, possui uma zona proibida entre as bandas de valência e de condução. O modo como os elétrons ocupam as bandas de energia é explicado pelo Princípio da Exclusão de Pauli. Um exemplo é o Fluoreto de lítio (LiF). O átomo de Li perde o elétron do orbital 2s e passa para o orbital mais externo do átomo de F, 2p. Os orbitais 2p dos íons negativos de F formam a banda de valência, os orbitais 2s do Li formam a banda de condução. Esses dois orbitais formam a banda proibida, onde não há existência de níveis intermediários de energia. Defeitos na rede cristalina ou impurezas criam estados metaestáveis na banda proibida, denominados de armadilhas de elétrons e armadilhas de buracos (MAURÍCIO, 2001).

1º Estágio:

O cristal, ao ser irradiado, absorve a energia da radiação. Para que os elétrons saiam da banda de valência para a banda de condução, a energia absorvida deve ser maior que a diferença de energia entre a banda de condução e a banda de valência, deixando então um buraco (Figura 14 - transição a). Estas cargas podem ser aprisionadas em Ae, armadilha de elétrons, e em Ab (transição b), armadilha de buracos ou centro de recombinação (McKEEVER, 1995).

Figura 14: Esquema simplificado da Termoluminescência: (a) formação de pares elétron-buraco; (b) armadilhamento de elétron e buraco; (c) liberação do elétron com o aquecimento; (d) recombinação.



Fonte: Autora.

2º Estágio:

O calor estimula a liberação do elétron do centro Ae com probabilidade calculada pela equação de Arrhenius:

$$p(T) = s(T)e^{-E/kT} \quad (16)$$

Onde:

$s(T)$: Fator frequência;

E : Energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução (transição c);

k : Constante de Boltzmann;

T : temperatura. Portanto, a probabilidade aumenta com o aumento da temperatura.

A taxa de liberação dos elétrons da armadilha Ae é dada por:

$$\frac{dn}{dt} = -nse^{-E/kT} + n_c(N - n)A \quad (17)$$

Onde:

n : Concentração de elétrons armadilhados;

s : Fator frequência;

n_c : Concentração de elétrons livres;

N : Concentração de armadilha de elétrons ativas disponíveis;

E : Energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução;

A : Probabilidade de transição;

k : Constante de Boltzmann;

T : Temperatura.

O elétron pode ser armadilhado novamente ou se recombinar com um buraco em Ab (transição d), emitindo luz. A intensidade dessa luz emitida é proporcional à taxa de recombinação de elétrons. Randall e Wilkins fizeram um modelo, Equação 18, para quantificá-la (McKEEVER, 1995).

$$I(T) = \phi n_0 s e^{-E/kT} e^{(-s/\beta) \int_{T_0}^T e^{-E/kT'} dT'} \quad (18)$$

Com um aquecimento linear de $T = T_0 + \beta t$.

Onde:

n_0 : Número inicial de elétrons aprisionados;

β : Taxa de aquecimento;

ϕ : Eficiência da luminescência;

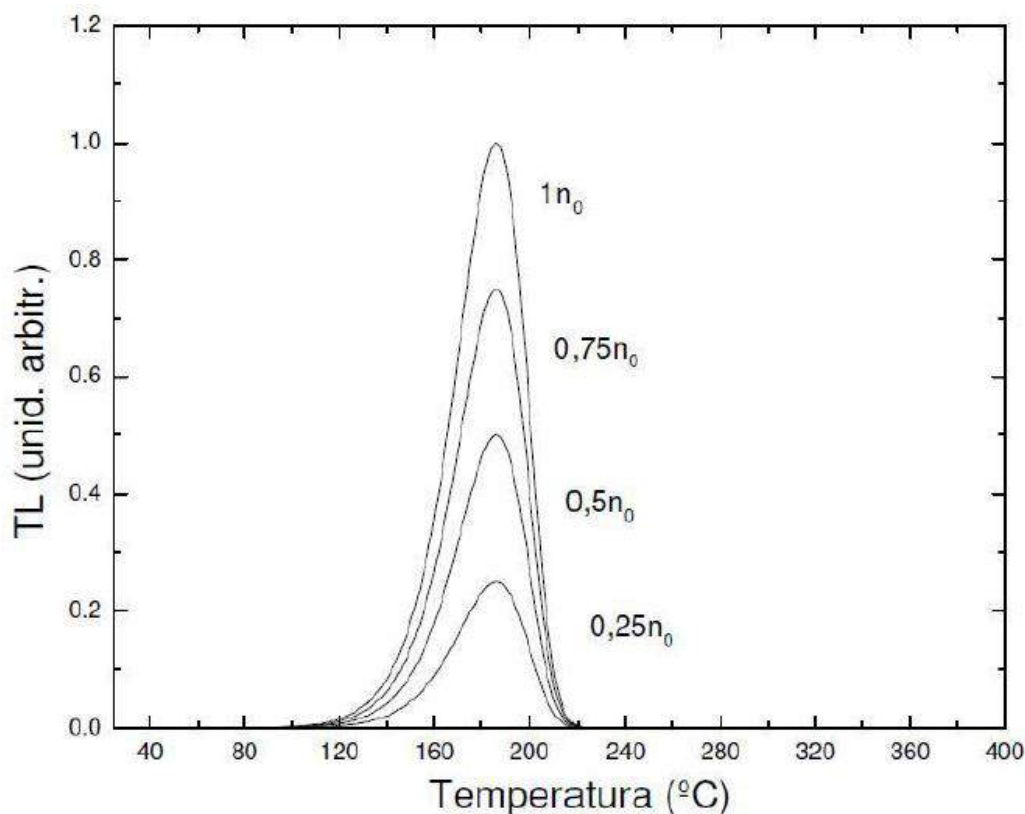
E : Energia necessária para levar o elétron da armadilha de elétrons até a banda de condução;

k : Constante de Boltzmann;

T : Temperatura.

O valor de n_0 é proporcional ao número de ionizações causadas pela irradiação. A Figura 15 tem a curva de emissão TL pela equação de Randall e Wilkins. A área da curva é proporcional a variação de n_0 . Desta forma, a integral da curva é uma forma de quantificar a dose absorvida pelo material TL (BATISTA, 2011) e cada pico de temperatura é associado a uma armadilha diferente (MAURÍCIO, 2001).

Figura 15: Curva de emissão termoluminescente a partir do modelo de Randall-Wilkins. Com os parâmetros $E = 1,2 \text{ eV}$; $s = 10^{12}/\text{s}$ e $\beta = 1^\circ\text{C/s}$.



Fonte: Batista (2011).

2.4.2 - Dosimetria

2.4.2.1 - Detectores Termoluminescentes

Como a quantidade de luz emitida pelo cristal TL é proporcional à dose de radiação, dependendo de suas propriedades, ele pode ser usado para fins dosimétricos. A intensidade de luz TL é relacionada à grandeza dosimétrica através de uma calibração (MAURÍCIO, 2001).

Os cristais TL usados como detectores, em sua maioria, são dopados com algum elemento químico, como impurezas, para aumentar o número de armadilhas. Exemplos: LiF:Mg,Ti , LiF:Mg,Cu,P e $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$.

As qualidades dos detectores TL são (CAMPOS, 1998):

- Resposta linear para um grande intervalo de dose;
- Alta eficiência de detecção;
- Boa reprodutibilidade;

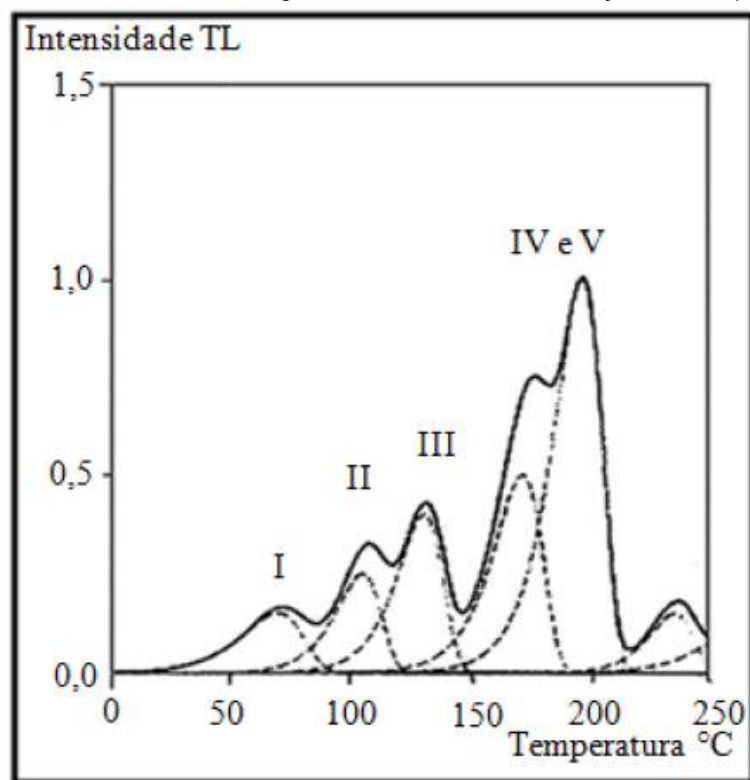
- Alguns materiais TL possuem número atômico efetivo (Z_{eff}) próximo ao do tecido equivalente (Z_{eff} do tecido mole = 7,4);
- Curva de emissão com pico bem resolvido;
- Reutilizável.

Contudo, apresentam as seguintes desvantagens (ATTIX, 1986):

- Desvanecimento (ou *Fading*): Liberação espontânea dos elétrons das armadilhas com o tempo de armazenamento dos detectores, influenciado pelas condições ambientais;
- O comportamento do detector TL é influenciado por sua história térmica;
- Respostas não imediatas: Necessitam de uma instrumentação para obtê-las.

O fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio é o material mais utilizado em dosimetria TL. Sua curva de emissão consiste em cinco picos principais. No entanto, apenas os picos 4 e 5 são utilizados em dosimetria devido à sua grande estabilidade, Figura 16 (DA ROSA, 1981).

Figura 16: Curva TL do LiF:Mg,Ti: intensidade TL em função da temperatura.

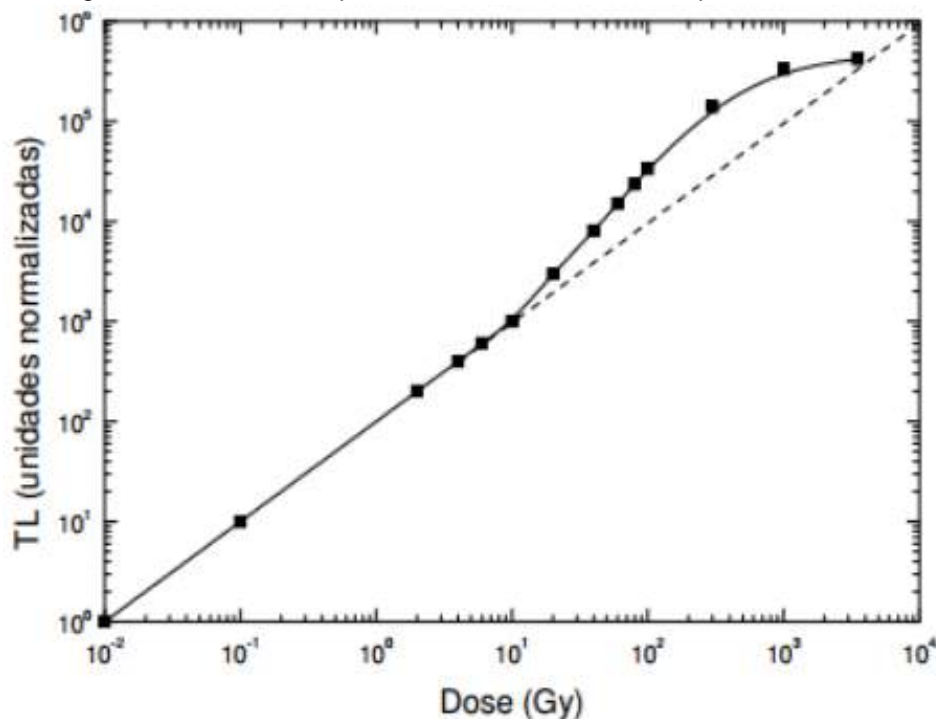


Fonte: Campos (1998).

O LiF:Mg,Ti (ou TLD-100) tem as seguintes características:

- Possui Z_{eff} de 8,1 (FURETTA, 2010) que é aproximadamente equivalente ao ar, com $Z_{\text{eff}} = 7,6$, e ao tecido humano, com $Z_{\text{eff}} = 7,4$ (SHERER, 2011);
- Tem a perda de resposta por desvanecimento em torno de 5%, em um armazenamento de um ano a 25°C (DA ROSA, 1981);
- Apresenta uma resposta linear até o valor de dose de 1 Gy. Após este valor apresenta uma região de supralinearidade (McKEEVER, 1995), Figura 17.

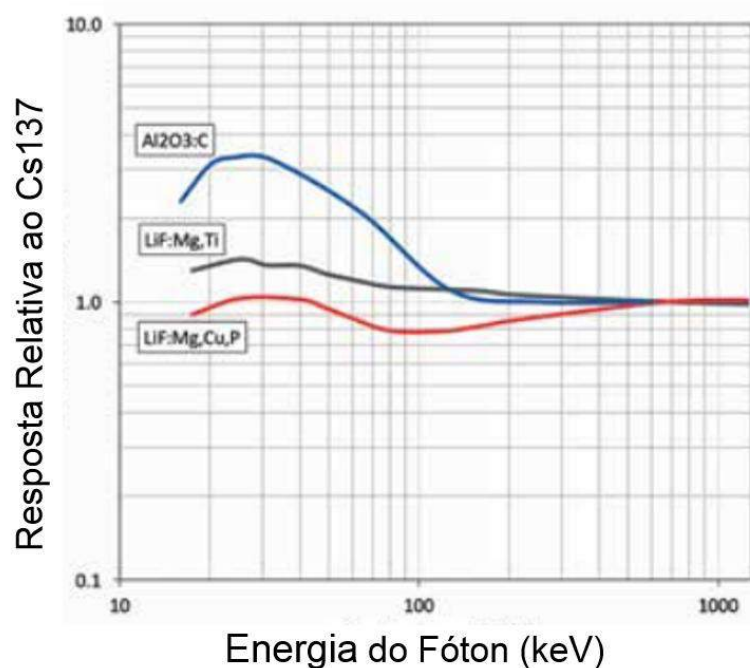
Figura 17: Curva da resposta TL com o valor de dose para o TLD-100.



Fonte: Yukihiro (2001).

- Possui baixa dependência energética. As respostas relativas de três detectores TL para diferentes energias estão na Figura 18.

Figura 18: Resposta de vários detectores para diferentes energias normalizada para a energia do Cs-137.

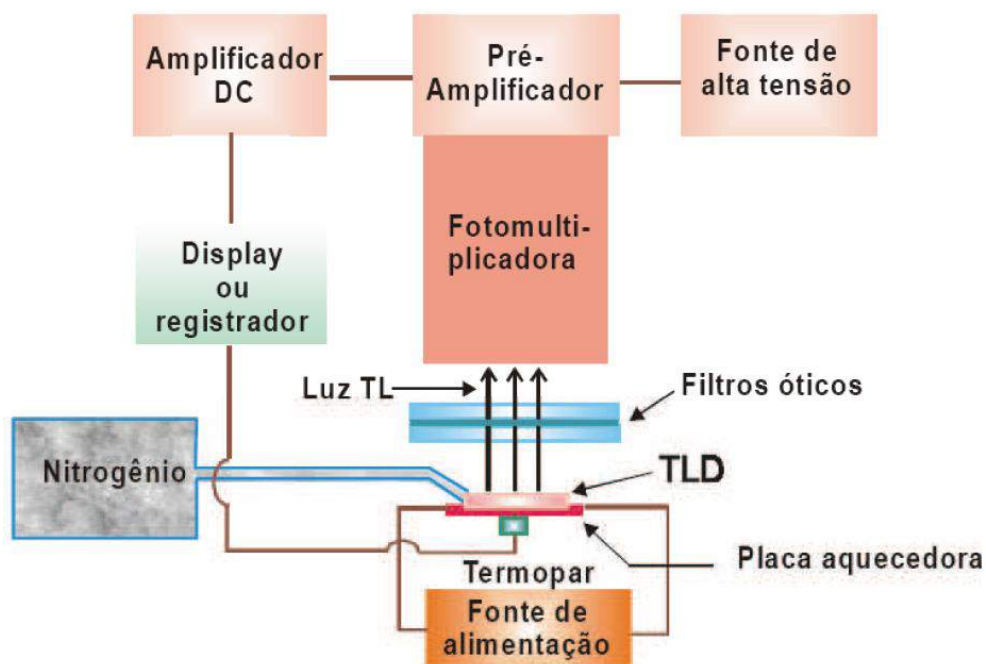


Fonte: Catálogo Thermo Scientific Harshaw TLD Materials and Dosimeters.

2.4.2.2 - Leitor TL

Na Figura 19, está o esquema de um Leitor TL.

Figura 19: Esquema do Leitor TL.



Fonte: Tahuata *et al.* (2011).

O leitor TL é constituído basicamente por 3 sistemas:

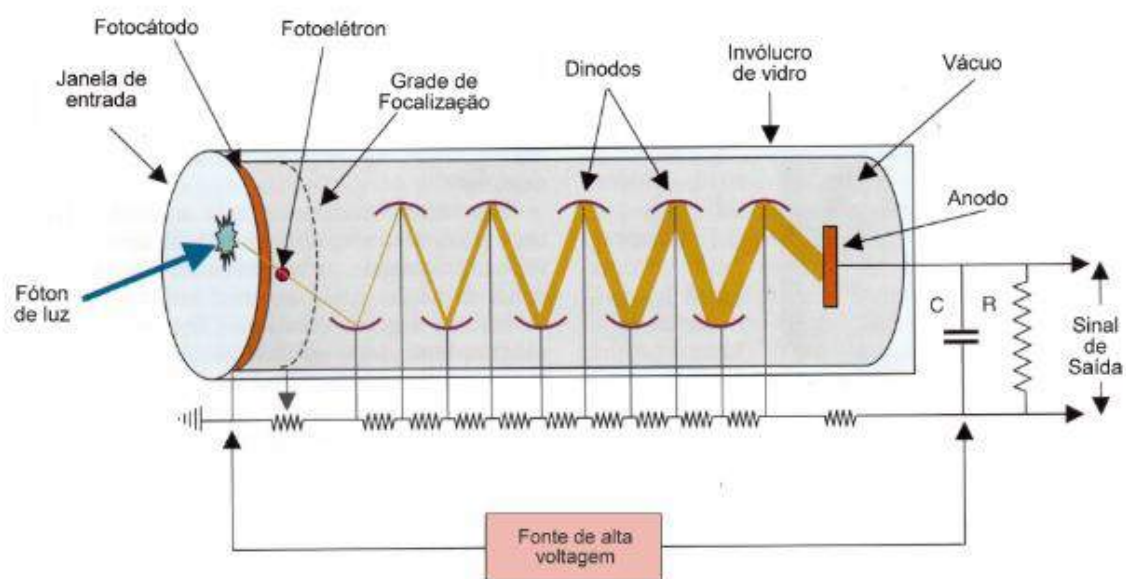
1. Sistema de aquecimento: Pode ser feito das seguintes maneiras:

- i) Por resistência elétrica;
- ii) Gás nitrogênio aquecido;
- iii) Luz infravermelha.

2. Sistema de detecção de luz;

Composto por um tubo fotomultiplicador e filtros óticos. A luz TL passa pelos filtros óticos para que não tenha nenhuma contaminação luminosa causada durante o aquecimento do material e interage com o fotocátodo na janela de entrada do tubo fotomultiplicador, Figura 20. Essa interação ocasiona a liberação de fotoelétrons, que são multiplicados ao longo dos dinodos até chegarem no anodo e, então, convertidos em um sinal de carga elétrica, em Coulomb (C).

Figura 20: Representação de um tubo fotomultiplicador.

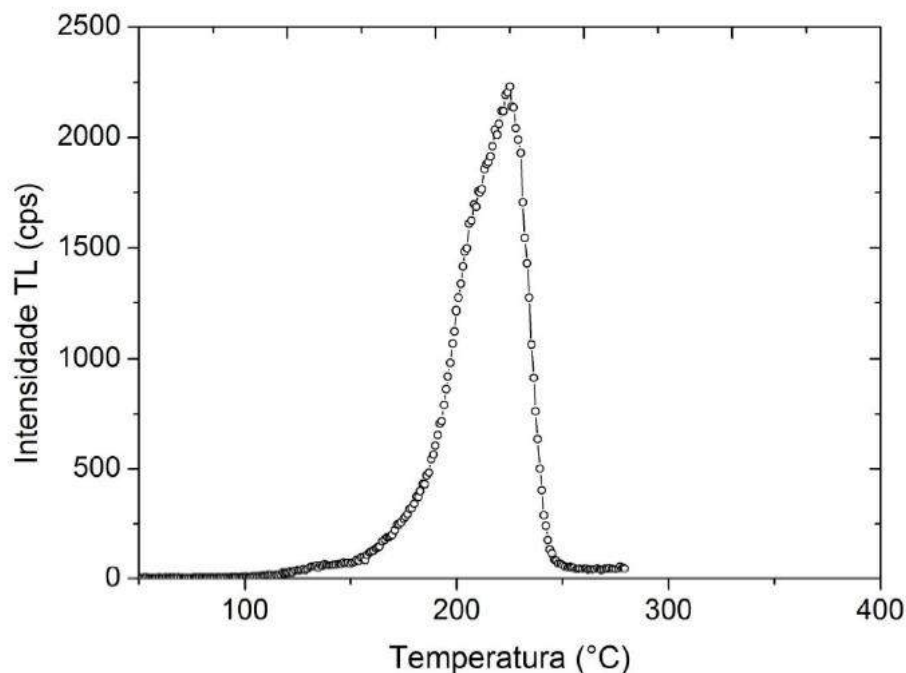


Fonte: Adaptado de Cherry *et al.* (2003).

3. Sistema de processamento de sinais

A corrente elétrica é transformada em um sinal analógico, e convertido para um sinal digital por uma eletrônica associada, resultando em uma curva de contagens por temperatura, Figura 21. A integral dessa curva fornece o valor de dose na grandeza de interesse mediante a calibração.

Figura 21: Curva de emissão TL do LiF:Mg,Ti obtida 24 horas após uma irradiação com ^{60}Co .



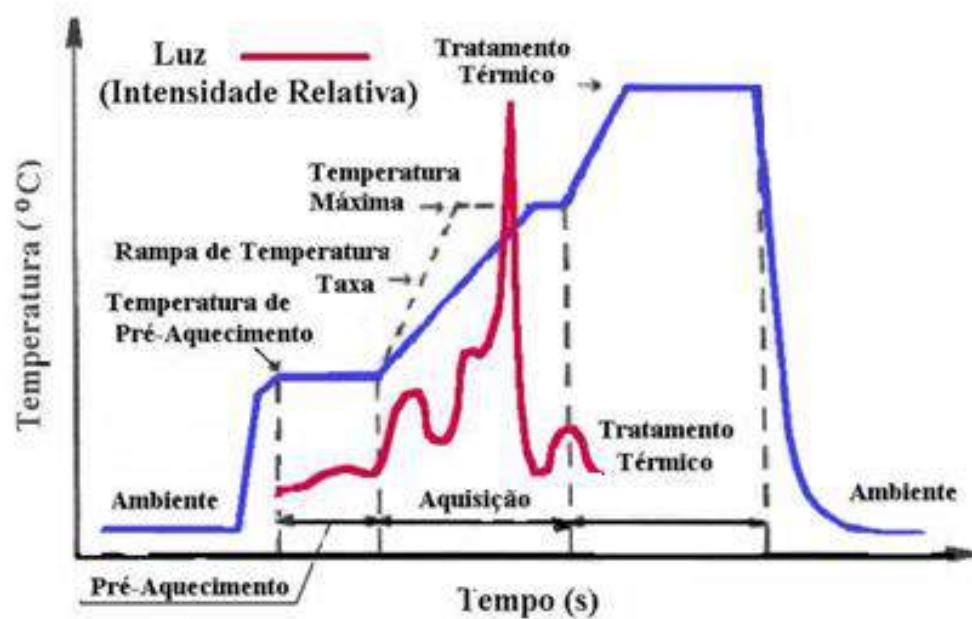
Fonte: Batista (2011).

2.4.2.3 - Ciclos Térmicos

Todo detector TL é submetido a três tipos de ciclos térmicos, Figura 22:

- Ciclo de pré-aquecimento (*preheat*): Tem a finalidade de retirar os picos instáveis causados pela temperatura ambiente relacionados a armadilhas pouco profundas;
- Ciclo de aquisição ou *Time Temperature Profile* (TTP): Faixa que apresenta o estímulo adequado para o desarmadilhamento dos elétrons;
- Ciclo de recozimento: Tem a finalidade de “zerar” o sinal residual, desarmadilhando os elétrons restantes.

Figura 22: Ciclos Térmicos.



Fonte: Adaptado, Catálogo *Thermo Scientific Harshaw TLD Materials and Dosimeters*.

CAPÍTULO 3 - MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 - TLD-100

Para o trabalho, foi selecionado o detector TL LiF:Mg,Ti, denominado TLD-100, no formato de chip com dimensões de 3,2 x 3,2 x 0,9 mm³, fabricados pela HARSHAW.

3.2 - Anéis

Dois modelos de anéis foram selecionados para o trabalho:

1. Anel desenvolvido pelo SMIE do IRD (Figura 23-A): Foi construído no laboratório a partir de espirais de encadernação. O anel é cada espira cortada com um rebaixo na parte média posterior para alojar o detector passivo.
2. Anel desenvolvido pela Landauer (Figura 23-B): Disponibilizado comercialmente como modelo U-ring.

Figura 23: Anel do IRD (A) e anel da Landauer (B).



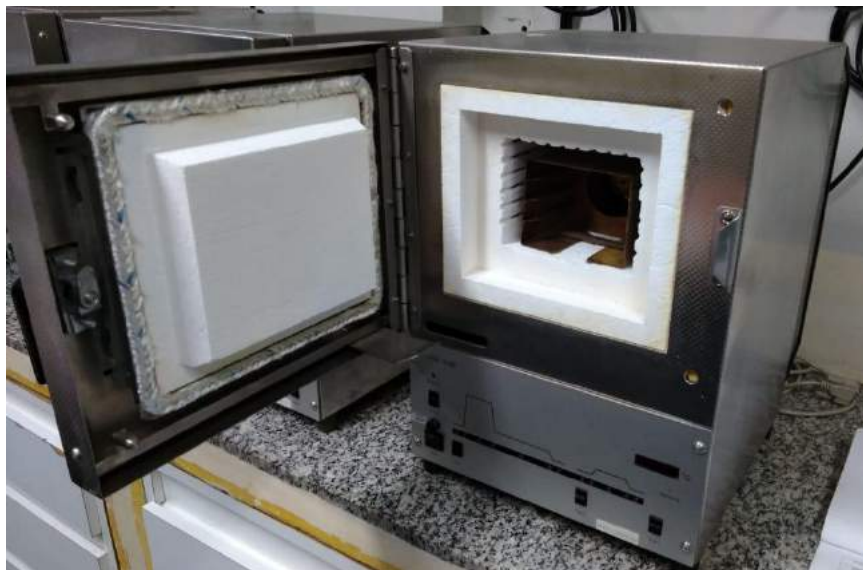
Fonte: Autora.

3.3 - Forno e Leitor

O ciclo de recozimento do LiF:Mg,Ti foi feito por 1 hora na temperatura de 400°C e 2 horas na temperatura de 100°C. Já o seu ciclo de pré-aquecimento foi feito por 10 minutos na temperatura de 100°C.

Para este trabalho, foram utilizados um forno automático PTW TLDO e um leitor da Harshaw modelo 5500, Figuras 24 e 25, respectivamente.

Figura 24: Forno PTW TLDO do Laboratório de Dosimetria Termoluminescente (LDT).



Fonte: Autora.

Figura 25: Leitor 5500 do LDT.



Fonte: Autora.

3.4 - Software para Análise de Dados

Durante a leitura, os valores são digitalizados e processados. Para isso, foi utilizado o programa WinREMS™, *Saint-Gobain Crystals and Detectors*, Copyright 1999, 2000, 2001.

A leitura adequada do TLD correspondente é obtida com a configuração de alguns parâmetros no TTP Setup, dentre eles: Temperatura máxima,

Tempo, Taxa de Aquecimento e a Região de Calibração. Neste trabalho, com TLD 100, a configuração do TTP foi programada como observado na Figura 26.

Figura 26: TTP Setup do WinREMS.

Time Temperature Profile Setup

Setup Info
 Title: TLD100 Date Edited: 24/3/2008
 Number: 8 Edited by: vallim

Regions
 ROI 1 [0 , 0] ROI 2 [0 , 0]
 ROI 3 [0 , 0] ROI 4 [0 , 0]
 Calibration Region [1 , 200]

Preheat
 Temperature: 100 °C Time: 0 sec

Acquire
 Temperature Rate: 15 °C/sec
 Maximum Temperature: 350 °C Time: 20 sec

Anneal
 Temperature: 350 °C Time: 0 sec

Calibration
 Date Calibrated: (none) Units: nC / nC
 RCF: 0
 Average Noise: 0 nC Light: 0 nC

Factors
 Background: 0 Quality: 1
 Gain Setting: High

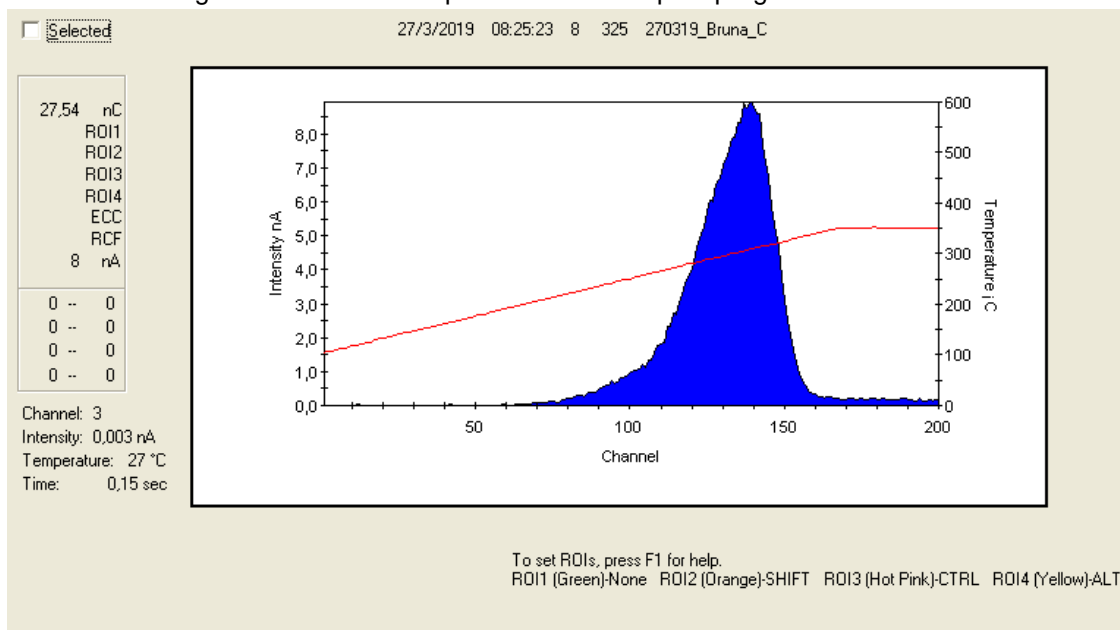
Current TTP
 New Delete Copy Paste

OK Cancel Help

Fonte: Autora.

Portanto, com o TTP nessa configuração, a curva TL obtida para o TLD-100 é a mostrada na Figura 27.

Figura 27: Curva TL experimental obtida pelo programa WinREMS.



Fonte: Autora.

Onde a integral da curva obtida é dada em carga, Coulomb. Portanto, para relacioná-la com valor de dose em $H_p(0,07)$, Sievert, foi feita uma calibração.

3.5 - Calibração dos Dosímetros de Extremidade

Calibração é a relação entre os valores indicados por um instrumento com um valor de referência. No caso do dosímetro TL, a calibração relaciona a grandeza que é medida, carga, com a grandeza de interesse, dose. Para isso, primeiro é feita uma dosimetria do feixe de radiação com uma câmara de ionização em um ponto de teste, encontrando o valor de referência em taxa de kerma no ar. Ao multiplicá-lo pelo coeficiente de conversão definido na ISO 4037, o valor de referência é convertido para taxa de grandeza de equivalente de dose individual, neste trabalho o $H_p(0,07)$. Uma nova irradiação é feita com o dosímetro de anel que necessita ser calibrado em um simulador de extremidade para que o retroespalhamento causado pelo dedo do IOE seja levado em conta na calibração. A resposta do dosímetro, então, é relacionada com o valor de dose de referência por um Fator de Calibração (N), descrito na Equação 19.

$$N = \frac{\text{Valor de referência (Hp(0,07))}}{L - L_0} \quad (19)$$

Onde:

L : Leitura do dosímetro irradiado;

L_0 : Leitura do dosímetro não-irradiado (dose zero).

No entanto, para não ser necessário fazer uma calibração para cada dosímetro, é separado um conjunto de dosímetros com leituras que variam entre si dentro de um limite estipulado, formando assim um lote. Neste trabalho, o lote selecionado possui 3,5% de desvio padrão percentual. Seu Fator de Calibração (N), então, é calculado pela Equação 20.

$$N = \frac{\text{Valor de referência (Hp(0,07))}}{\bar{L} - \bar{L}_0} \quad (20)$$

Onde:

\bar{L} : Média das leituras dos dosímetros irradiados;

\bar{L}_0 : Média das leituras dos dosímetros não-irradiados (dose zero).

Na maioria dos casos, o N é obtido com uma irradiação em uma determinada energia com a direção do feixe a 0° em relação à direção normal da frente do dosímetro para um determinado valor de dose.

3.6 - Irradiações

Neste trabalho, as irradiações do teste de dependência energética e angular foram realizadas no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) com fontes nas qualidades S-Co e S-Cs e feixes de Raios X nas qualidades N-40, N-60, N-80, N-100, N-150 e N-200 segundo a ISO 4037 com as energias médias da Tabela 2 (ISO, 2019a).

Tabela 2: Qualidades dos campos de irradiação segundo a ISO 4037-1.

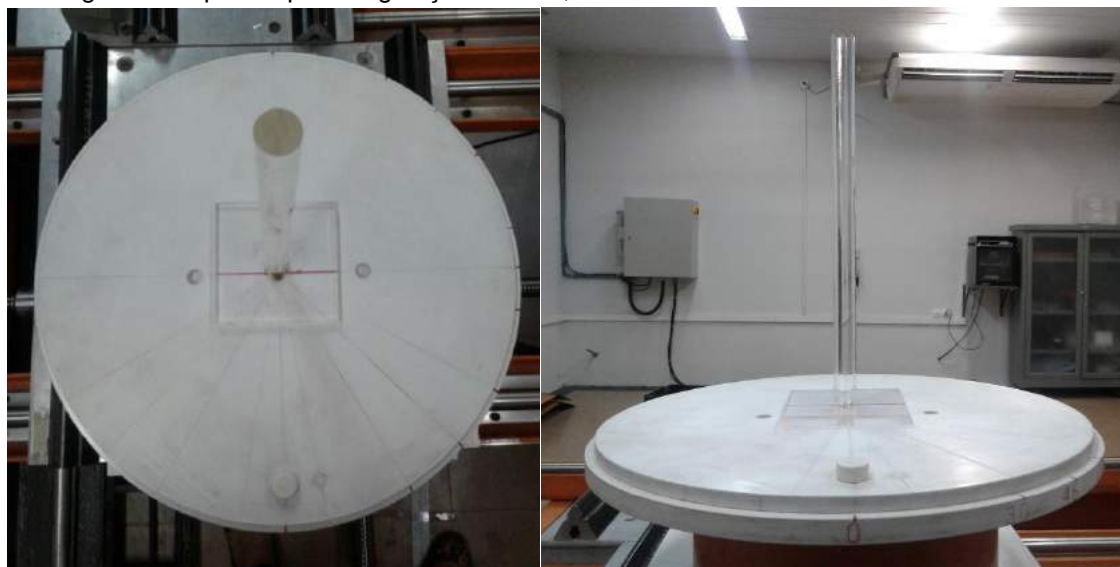
Qualidade da Radiação	Energia Média (keV)
N-40	33
N-60	48
N-80	65
N-100	63
N-150	118
N-200	164
S-Cs	662
S-Co	1250

Fonte: ISO 4031-1.

Todas as dosimetrias dos campos de radiação foram feitas pelo próprio laboratório com uma câmara de ionização *Nuclear Enterprises LTD*, modelo NR2575, calibrada pela *Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB)*.

As Irradiações com variação do ângulo de incidência do feixe em relação à normal da superfície do anel foram realizadas com um simulador ISO de extremidade e com o auxílio de um aparato produzido pela Oficina de Mecânica do IRD, Figura 28.

Figura 28: Aparato para angulação em 30°, 45° e 60° com o simulador de extremidade.



Fonte: Autora.

Todas as irradiações em S-Cs e S-Co, Figura 29, foram feitas com camadas de build up, de 2 mm e 4 mm, respectivamente, para equilíbrio eletrônico.

Figura 29: Irradiação de anéis dosimétricos em um simulador ISO de extremidade na qualidade S-Co a 45° com uma camada de build up de 4 mm no LNMRI.



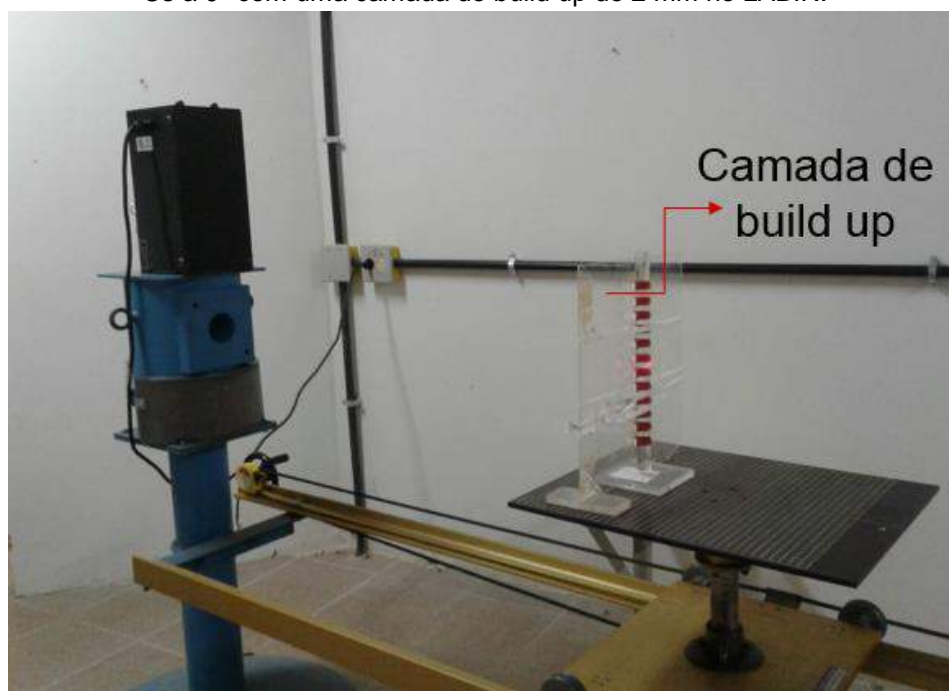
Fonte: Autora.

As irradiações para a calibração e para os testes de homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade e Limite Inferior de Detecção (LID) foram realizadas no Laboratório de Irradiação (LABIR) da Divisão de Dosimetria do IRD em uma fonte na qualidade S-Cs com rastreabilidade ao LNMRI através de uma câmara de ionização padrão secundário, PTW modelo M32002.

Todas as irradiações foram feitas com os anéis em um simulador ISO de extremidade com uma camada de build up de 2 mm, indicada na Figura 30.

Para todos os grupos de irradiação, foram separados detectores para medição da dose de *background*, que permaneceram juntos aos grupos menos durante a realização das irradiações.

Figura 30: Irradiação de anéis dosimétricos em um simulador de extremidade na qualidade S-Cs a 0° com uma camada de build up de 2 mm no LABIR.



Fonte: Autora.

3.7 - Testes de Desempenho

Um bom dosímetro é aquele que apresenta resposta reprodutível, linear para uma faixa de valores de dose e independa da energia e do ângulo de irradiação (ATTIX, 1986). Por isso, deve haver uma verificação se o sistema dosimétrico apresenta uma variação aceitável da resposta para outras energias com ângulos diferentes e uma resposta linear para outros valores de dose. Todos esses requisitos são testados neste trabalho para a análise de dois sistemas dosimétricos de extremidade, pois são as principais fontes de incerteza da avaliação de dose (FERREIRA, 2017).

Para este trabalho, o valor de dose (D) é calculado pela Equação 21.

$$D = (L - L_c)N \quad (21)$$

Onde:

L : Leitura do dosímetro irradiado;

L_c : Leitura do dosímetro de controle (dose de *background*).

A seleção dos testes de desempenho para serem utilizados como requisitos técnicos mínimos foi baseada nos fatores que são as principais fontes de incerteza na avaliação de dose, exceto o Limite Inferior de Detecção (LID). A princípio, as metodologias de todos os testes deveriam ser baseadas apenas na norma IEC 62387:2012. Entretanto, tal norma não possui as metodologias de três testes indispensáveis para análise de sistemas dosimétricos: homogeneidade do lote, reprodutibilidade e LID. Portanto, para os dois primeiros testes, as metodologias adotadas foram baseadas no regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95. O último teste foi baseado na norma ANSI/HPS N13.11:2009.

Tabela 3: Testes selecionados para verificação do desempenho de sistemas dosimétricos de extremidade.

Teste	Norma de Referência
Homogeneidade do lote	CASEC/IRD RT 002.01/95
Reprodutibilidade	CASEC/IRD RT 002.01/95
Linearidade	IEC 62387:2012
Dependência Energética e Angular	IEC 62387:2012
LID	ANSI/HPS N13.11-2009

Fonte: Autora.

3.6.1 - Homogeneidade do Lote

A primeira etapa do trabalho teve o objetivo de verificar a homogeneidade do lote. A princípio, leituras dos dosímetros sob as mesmas condições de irradiações não devem apresentar variações. Contudo, mesmo que os detectores sejam do mesmo lote de fabricação, cada um tem sua sensibilidade própria, fornecendo respostas diferentes. Sendo assim, é desejável que as variações de sensibilidade sejam mínimas dentro de um intervalo estipulado. Além disso, o anel pode interferir na resposta do sistema se o feixe de radiação sofrer espalhamentos em decorrência do material do anel.

Segundo o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95, todos os dosímetros devem ser irradiados a 2 mGy. O maior e o menor valor de leitura devem ser adicionados na Equação 22.

$$\frac{A_{max}-A_{min}}{A_{min}} \leq 0,3 \quad (22)$$

Onde:

A_{max} : Maior valor de leitura;

A_{min} : Menor valor de leitura.

Portanto, a maior variação do lote não pode ser maior que 30% do menor valor de leitura.

Neste trabalho, as irradiações do teste de homogeneidade do lote foram feitas com o valor de dose de 2 mSv na grandeza $H_p(0,07)$ utilizando os mesmos 101 detectores TL no anel do IRD e no anel da Landauer.

3.6.2 - Reprodutibilidade

É fundamental que o dosímetro seja reprodutível para que suas respostas tenham confiabilidade. Os valores de leitura devem se repetir, dentro de um intervalo aceitável, quando o dosímetro é irradiado sob as mesmas condições.

Segundo o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95, um grupo com n dosímetros deve ser irradiado 10 vezes com o valor de referência de 10 mGy e ser avaliado por dois critérios.

1. Critério 1

Para cada uma das dez irradiações, a média é calculada segundo Equação 23.

$$\overline{A_i} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n A_{ij} \quad (23)$$

Onde i se refere à i -ésima irradiação e j se refere ao j -ésimo dosímetro.

O critério de aceitação do teste é estabelecido pela Equação 24.

$$\frac{s_i + I_i}{\sum_{i=1}^{10} \frac{A_i}{10}} \leq 0,075 \quad (24)$$

2. Critério 2

Para cada um dos n dosímetros, a média é calculada segundo a Equação 25.

$$\overline{A_j} = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n A_{ij} \quad (25)$$

Onde i se refere à i -ésima irradiação e j se refere ao j -ésimo dosímetro.

O critério de aceitação do teste também é estabelecido pela equação 26.

$$\frac{s_j + I_j}{\overline{A_j}} \leq 0,075 \quad (26)$$

Onde:

s_i : Desvio padrão da irradiação i .

s_j : Desvio padrão do mesmo dosímetro j .

$\overline{A_i}$: Média de leitura dos dosímetros em uma irradiação.

$\overline{A_j}$: Média de leitura das irradiações do mesmo dosímetro.

I_j e I_i : Meias largas dos Intervalos de confiança (com nível de confiança de 95%) para os desvios padrões s_i e s_j calculados de n medidas, obtidos através da Equação 27.

$$I_s = t_{n-1, \alpha/2} \sqrt{\frac{0,5}{(n-1)}} s \quad (27)$$

Neste trabalho, as 10 irradiações de reprodutibilidade foram realizadas com o valor de dose de 10 mSv na grandeza $H_p(0,07)$. Inicialmente, foram irradiados 12 anéis de cada modelo, entretanto, os TLD 319, 321 e 333 sofreram danos em alguma etapa do processo. O TLD 321 foi retirado do cálculo do critério para os dois anéis. O TLD 319 foi retirado do cálculo para o anel da Landauer e o TLD 333 para o anel do IRD, resultando em n igual a 10.

3.6.3 - Linearidade

Um dosímetro deve ter como característica uma resposta linear em relação ao valor de dose para que não sejam necessárias correções que influenciam na incerteza do cálculo de dose.

Segundo a norma IEC 62387:2012, a variação da resposta com o valor de dose não deve exceder os limites apresentados na Equação 28.

$$0,91 < \frac{G_g}{G_{ref}} \frac{C_{ref}}{C_g} < 1,11 \quad (28)$$

Onde:

Gg : Média das doses avaliadas de um grupo g ;

G_{ref} : Média das doses avaliadas de um grupo de referência g_{ref} ;

C_{ref} : Valor de referência da irradiação de g_{ref} ;

Cg : Valor de referência da irradiação do grupo g .

Neste trabalho, as irradiações do teste foram realizadas utilizando os mesmos 104 detectores TL, divididos em 13 grupos, no anel do IRD e no anel da Landauer com os seguintes valores de dose: 1 mSv, 2 mSv (valor de referência), 5 mSv, 7 mSv, 10 mSv, 50 mSv, 70 mSv, 100 mSv, 250 mSv, 500 mSv, 1000 mSv, 1500 mSv e 2000 mSv na grandeza $H_p(0,07)$.

3.6.4 - Dependência Energética e Angular

Nas práticas com radiação ionizante, o IOE é exposto a feixes de diferentes energias e com diversos ângulos de entrada. Portanto, é necessário que a resposta do dosímetro, nessas situações, apresente variação considerada aceitável.

Segundo a norma IEC 62387:2012, a variação da resposta relativa devida à mudança de energia e ângulo não deve exceder os limites apresentados na Equação 29.

$$0,71 < \frac{Gg}{G_{ref}} \frac{C_{ref}}{Cg} < 1,67 \quad (29)$$

Onde:

Gg : Média das doses avaliadas de um grupo g ;

G_{ref} : Média das doses avaliadas de um grupo de referência g_{ref} a 0° ;

C_{ref} : Valor de referência da irradiação de g_{ref} ;

Cg : Valor de referência da irradiação do grupo g .

As irradiações foram realizadas com o valor dose de referência de 2 mSv em $H_p(0,07)$. Cada grupo g possui 8 cristais separados para as mesmas irradiações nos dois modelos de anéis com as angulações 0° , 45° e 60° .

3.6.5 - LID

Determina o menor valor de dose estimado pelo sistema dosimétrico e deve ser inferior ao NR, pois é a partir deste valor que as doses são reportadas.

Segundo a norma ANSI/HPS N13.11:2009, o LID deve ser calculado pela Equação 30.

$$LID = \frac{2 \left[t_{n-1} s_0 + \left(\frac{t_{n-1} s_1}{H_1} \right)^2 H_0 \right]}{\left[1 - \left(\frac{t_{n-1} s_1}{H_1} \right)^2 \right]} \quad (30)$$

Onde:

t_{n-1} : T de student para um intervalo de confiança de 95%

s_0 : Desvio Padrão do grupo não irradiado (dose zero);

s_1 : Desvio Padrão do grupo irradiado com valor de dose de referência;

H_0 : Valor de dose zero;

H_1 : Valor de dose do grupo irradiado;

Como a PR CNEN 3.01/004 define apenas o NR para dose efetiva, o LID deve ser menor ou igual a 0,10 mSv. Contudo, este valor de dose é muito baixo em relação a monitoração de extremidade, como pode ser visto pelo valor de 1,00 mSv adotado pela IEC 62387:2012 e pela ISO 14146:2018 como o menor valor detectável para sistemas dosimétricos de extremidade. Sendo assim, é aconselhado que o Brasil também adote este valor para o NR de extremidade, e utilize este novo NR como o limite inferior de dose, H_0 das Curvas Trombeta (ISO 14146:2018) para análise das doses avaliadas pelos SMIE.

Neste trabalho, os dois sistemas dosimétricos foram irradiados com os mesmos 30 detectores TL no valor de dose de 2 mSv na grandeza $H_p(0,07)$.

CAPÍTULO 4 - RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 - Incerteza

Como este trabalho é focado em uma análise estatística, a incerteza da média de leitura do sinal TL é considerada como uma incerteza padrão do tipo A, Equação 31.

$$u(\bar{L}) = \frac{s(L)}{\sqrt{n}} \quad (31)$$

Onde:

\bar{L} : Média das leituras dos dosímetros irradiados;

n : Número de medições;

$s(L)$: Desvio padrão amostral, calculado pela Equação 32.

$$s(L) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (L_i - \bar{L})^2}{(n-1)}} \quad (32)$$

A incerteza para uma única medição do valor de leitura foi obtida pela Equação 33 (OBERHOFER, 1981).

$$u(L) = \sqrt{CV_0^2 + [CV_{lote}L]^2} \quad (33)$$

Onde:

L : Leitura do dosímetro irradiado;

CV_{lote} : Coeficiente de variação do lote no valor de dose 2 mSv;

CV_0 : Coeficiente de variação do lote no valor de dose zero.

O coeficiente de variação é calculado pela Equação 34.

$$CV = \frac{s(L)}{\bar{L}} \quad (34)$$

Onde:

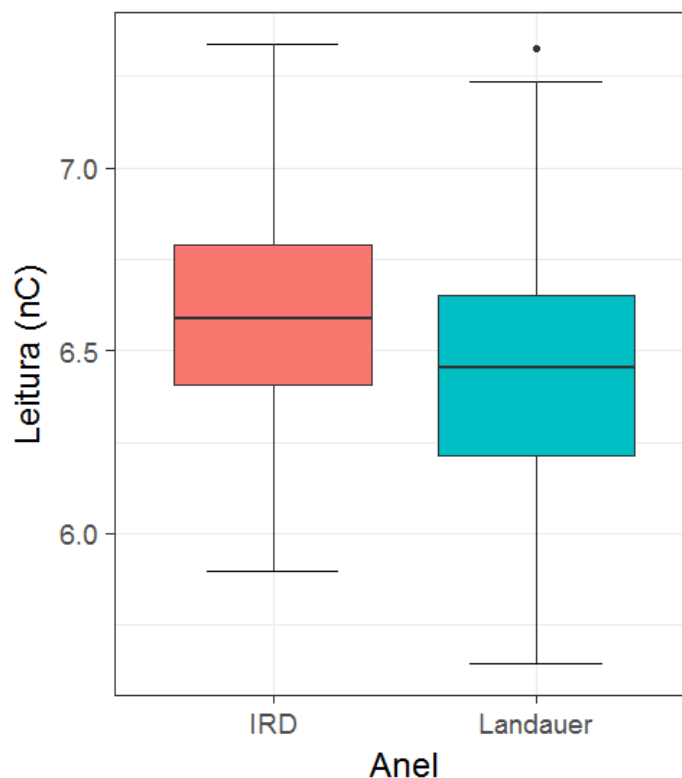
\bar{L} : Média das leituras dos dosímetros irradiados;

$s(L)$: Desvio padrão amostral, calculado pela Equação 32.

4.2 - Homogeneidade do Lote

As dispersões das leituras dos dois anéis foram colocadas em boxplots na Figura 31.

Figura 31: Boxplot das Leituras dos TLD do anel do IRD e da Landauer.



Fonte: Autora.

Os resultados da Equação 22 obtidos para os dois anéis estão na Tabela 4.

Tabela 4: Resultado do requisito do teste de Homogeneidade do lote.

Anel	A_{min} (nC)	A_{max} (nC)	Resultado da Equação 22	Situação
IRD	$5,9 \pm 0,3$	$7,3 \pm 0,4$	0,25	Aprovado
Landauer	$5,6 \pm 0,4$	$7,3 \pm 0,5$	0,30	Aprovado

Fonte: Autora.

Os dois anéis foram aprovados, entretanto, o anel da Landauer teve o resultado no limite do requisito.

Com a finalidade de analisar as médias dos dois conjuntos de dados, foram realizados testes t de student com intervalo de confiança de 95% no programa estatístico R versão 3.4.4, obtendo os resultados da Tabela 5.

Tabela 5: Resultado do requisito de Homogeneidade do lote considerando os desvios padrão.

Anel	Média (nC)	Intervalo de Confiança de 95% (nC)	Resultado da Equação 22
IRD	6,594	[6,534; 6,664]	0,021
Landauer	6,438	[6,369; 6,507]	0,022

Fonte: Autora.

Sendo I_C a meia largura do intervalo de confiança, calculada pela Equação 35.

$$I_C = t_{n-1, \alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (35)$$

Onde:

\bar{A} : Média das leituras;

n : Número de TLD;

s : Desvio padrão amostral;

α : Nível de significância do teste, neste caso é igual a 5%.

A Equação 22 ficou:

$$\frac{\bar{A} + I_C - (\bar{A} - I_C)}{\bar{A} - I_C} = \frac{2I_C}{\bar{A} - I_C}$$

Portanto, para que o lote seja considerado homogêneo, a diferença entre o valor máximo e o valor mínimo não pode ser maior que duas vezes o valor da meia largura do intervalo de confiança, Equação 36.

$$A_{max} - A_{min} \leq 2I_C \quad (36)$$

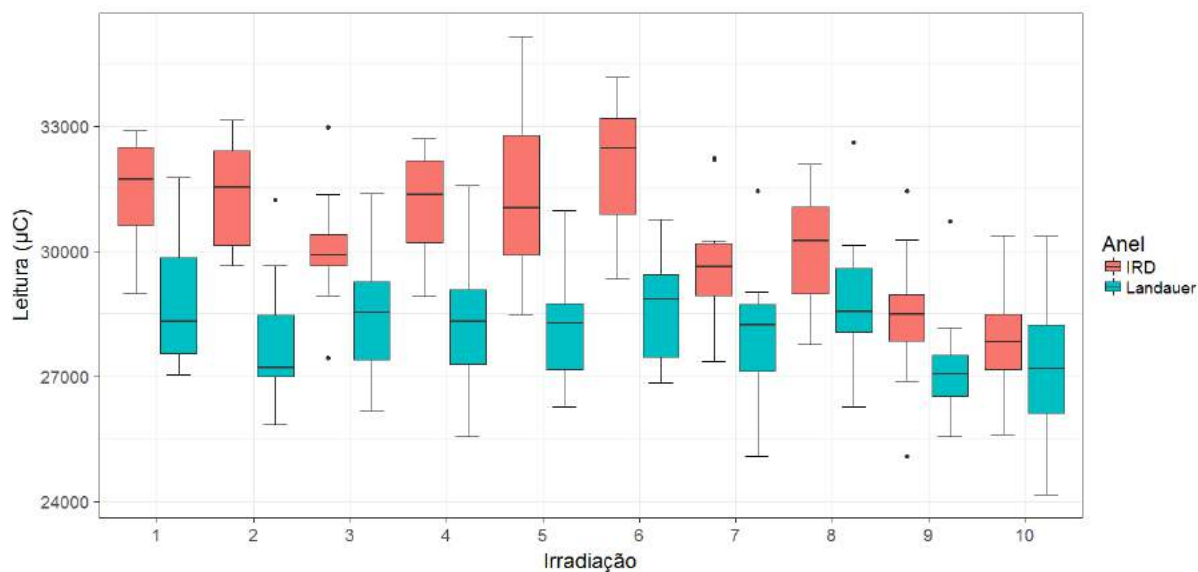
Sendo assim, é desejável que este seja o critério para o teste homogeneidade.

4.3- Reprodutibilidade

1. Critério 1:

Os valores das leituras em cada irradiação para cada anel estão no Figura 32 e os resultados do critério 1 de reprodutibilidade estão na Tabela 6.

Figura 32: Leitura do mesmo grupo de dosímetros em cada irradiação.



Fonte: Autora.

Todas as medianas das leituras do sistema dosimétrico com o anel da Landauer são menores do que as do sistema dosimétrico com o anel do IRD. Além desse fato, os coeficientes de variação do grupo em cada irradiação, Equação 37, do sistema com o anel da Landauer são maiores, resultando na reprovação de praticamente todas as irradiações com esse sistema dosimétrico.

$$CV (\%) = \frac{s_i}{\bar{A}_i} 100 \quad (37)$$

Onde:

s_i : Desvio padrão da irradiação i .

\bar{A}_i : Média de leitura dos dosímetros em uma irradiação.

Os dois sistemas dosimétricos foram reprovados no critério 1, Tabela 6.

Tabela 6: Resultados do critério 1 de reprodutibilidade.

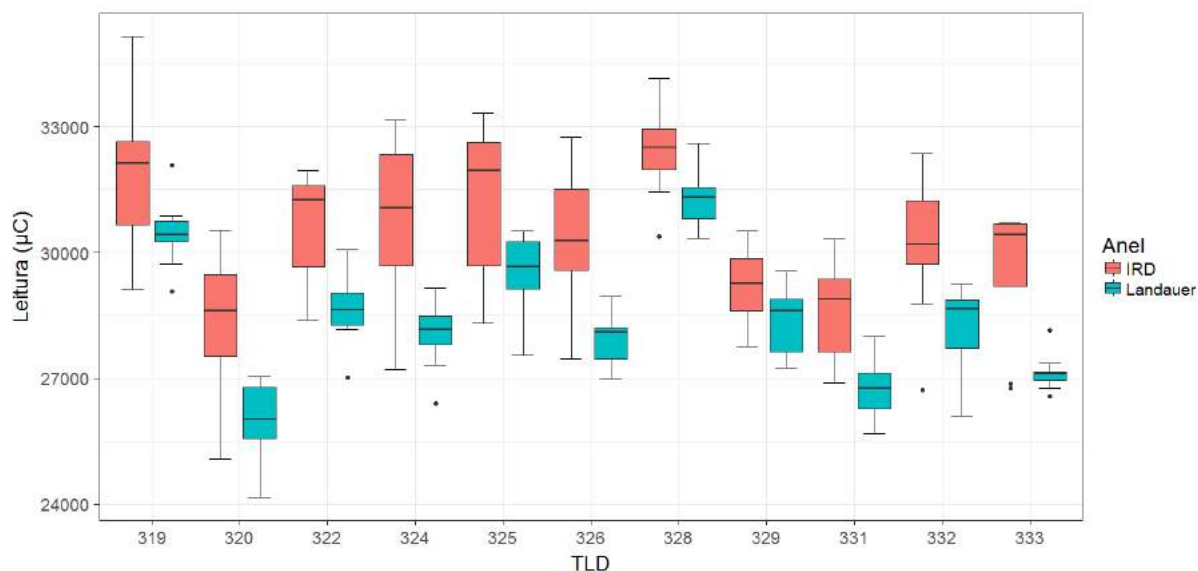
Irradiação <i>i</i>	Anel da Landauer		Anel do IRD	
	Coeficiente de Variação (%)	Resultado da Equação 24	Coeficiente de Variação (%)	Resultado da Equação 24
1	5,38	0,084	4,29	0,068
2	5,75	0,087	4,07	0,064
3	5,18	0,080	4,81	0,073
4	6,20	0,096	4,27	0,067
5	5,47	0,084	6,89	0,109
6	4,45	0,069	4,83	0,078
7	5,96	0,091	5,07	0,076
8	6,32	0,099	5,15	0,078
9	5,20	0,077	6,09	0,087
10	6,38	0,094	4,81	0,068

Fonte: Autora.

2. Critério 2:

As dispersões das leituras de cada sistema dosimétrico estão na Figura 33 e os resultados do critério 2 de reprodutibilidade estão na Tabela 7.

Figura 33: Dispersões das leituras de cada dosímetro em todas as irradiações.



Fonte: Autora.

Novamente todas as medianas das leituras do sistema dosimétrico com o anel da Landauer aparecem menores do que as do sistema dosimétrico com o anel do IRD. Para os anéis da Landauer, os coeficientes de variação do

critério 2, Equação 38, são menores que os coeficientes de variação do critério 1. Portanto, o anel afeta a variação das respostas do conjunto de dosímetros e essa interferência se repete em todas as irradiações.

$$CV (\%) = \frac{s_j}{\bar{A}_j} 100 \quad (38)$$

s_j : Desvio padrão do dosímetro j .

\bar{A}_j : Média de leitura dos dosímetro j em todas as irradiações.

Tabela 7: Resultados do critério 2 de reprodutibilidade.

Anel da Landauer			Anel do IRD	
Dosímetro j	Coeficiente de Variação (%)	Resultado da Equação 26	Coeficiente de Variação (%)	Resultado da Equação 26
319	-	-	5,48	0,084
320	3,69	0,057	6,48	0,099
322	3,62	0,056	4,47	0,068
324	3,02	0,046	6,75	0,104
325	2,80	0,043	5,86	0,090
326	3,31	0,051	5,43	0,083
328	2,20	0,034	3,25	0,050
329	2,04	0,031	3,21	0,049
331	2,83	0,043	4,11	0,062
332	2,53	0,039	5,33	0,082
333	1,56	0,024	-	-

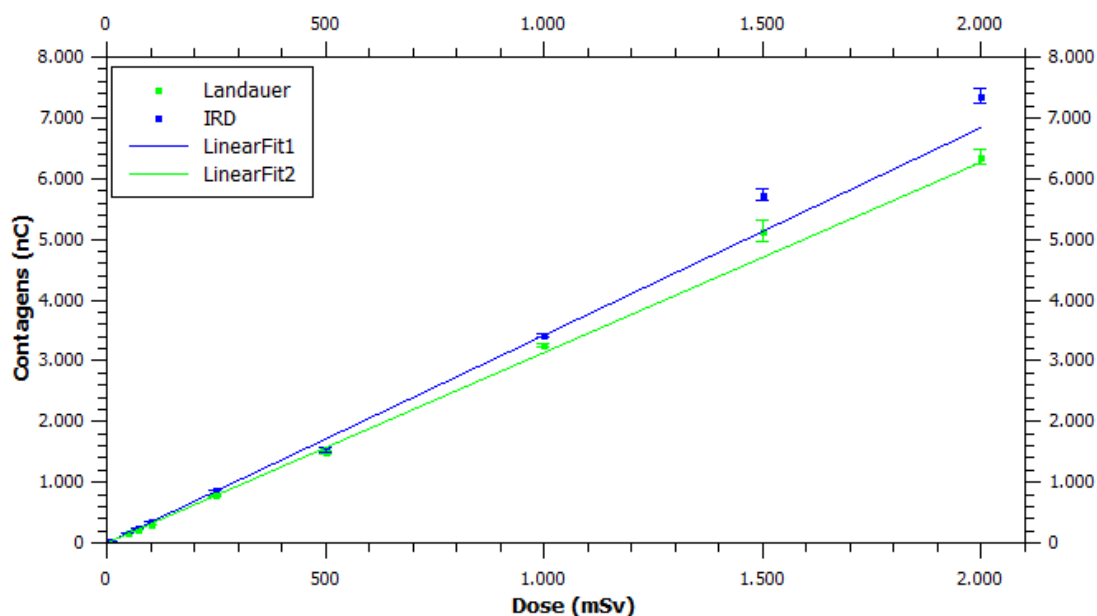
Fonte: Autora.

Todos os dosímetros com os anéis da Landauer foram aprovados no teste, enquanto 6 anéis do IRD foram reprovados. Essas reprovações podem ser consequências da suposta não homogeneidade dos anéis do IRD. Como eles foram desenvolvidos a partir de espirais de encadernação, não há uma garantia de uniformidade em todos os anéis.

4.4 - Linearidade

Na Figura 34, estão apresentados os resultados das respostas dos sistemas dosimétricos dos dois modelos de anéis com o valor de dose.

Figura 34: Resposta TL em relação ao valor de dose para cada anel.



Fonte: Autora.

Ajuste linear (*LinearFit 2*) para o anel da Landauer:

$$y = 3,1x + 0,1$$

Ajuste linear (*LinearFit 1*) para o anel do IRD:

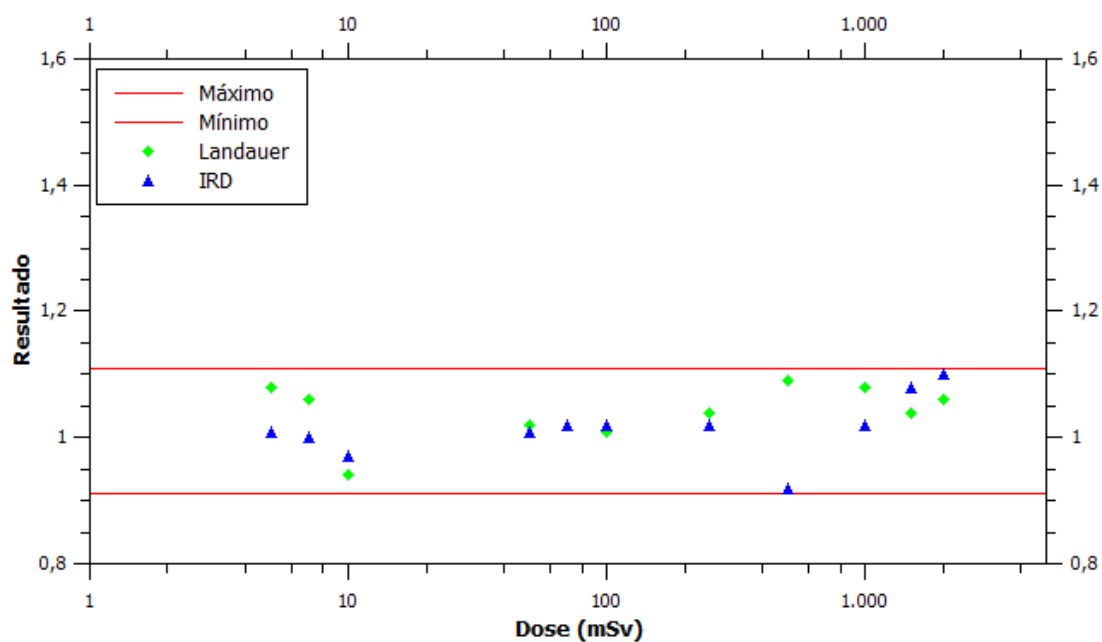
$$y = 3,42x - 0,06$$

Ambos com R^2 de 0,999.

Verifica-se que os valores de contagem do anel da Landauer são menores que os do anel do IRD para os mesmos valores de referência. Fazendo a razão entre os coeficientes angulares, encontra-se 0,91. Desta forma, o anel da Landauer tem uma sensibilidade 9% menor que o anel do IRD por consequência de uma atenuação do feixe na parte frontal do anel.

Os resultados da Equação 28 de linearidade em cada anel estão na Figura 35, inclusive na região de supralinearidade (de 1000 mSv a 2000 mSv). Verifica-se que ambos os modelos de anéis são aprovados neste requisito.

Figura 35: Resultado do teste de linearidade.

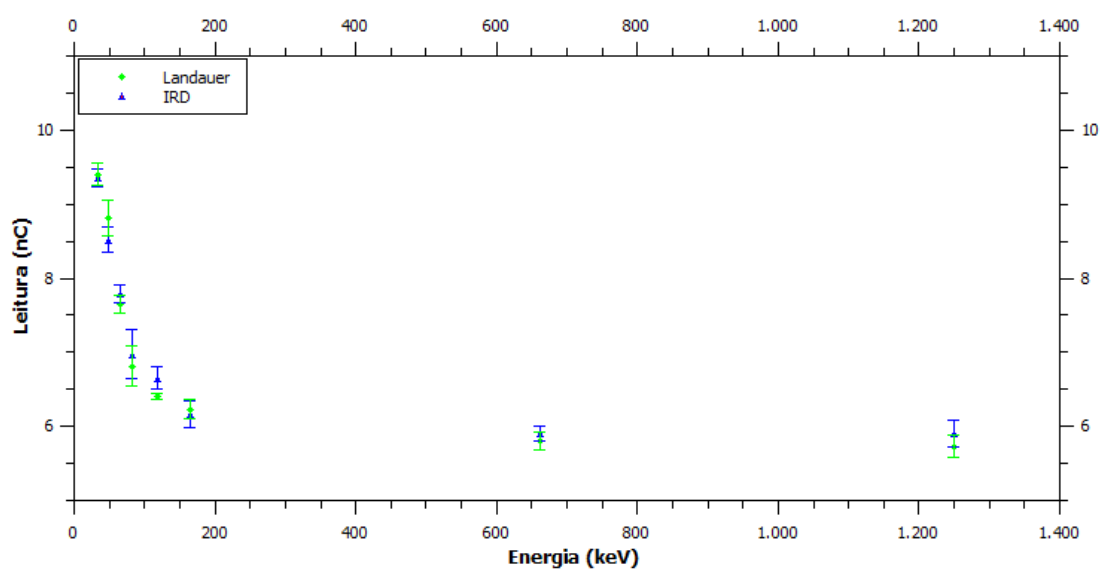


Fonte: Autora.

4.5 - Dependência Energética e Angular

Os resultados das médias das contagens dos dois anéis com uma angulação a 0° são apresentados na Figura 36.

Figura 36: Resposta dos dosímetros em diferentes energias.

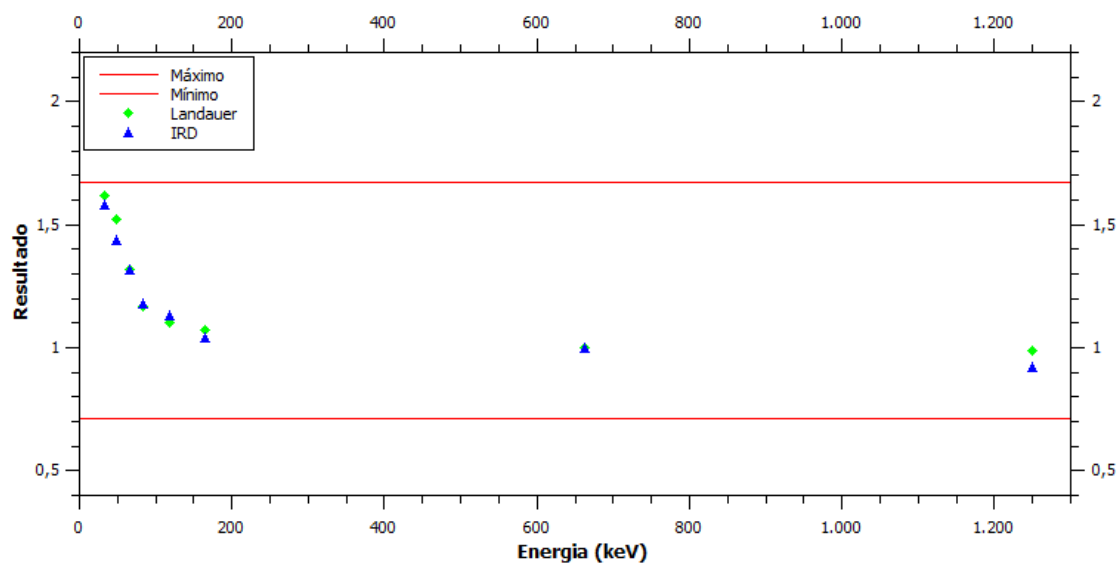


Fonte: Autora.

De acordo com a Figura 36, os valores das leituras dos dosímetros diminuem com o aumento de energia. Logo, para verificar se essas variações

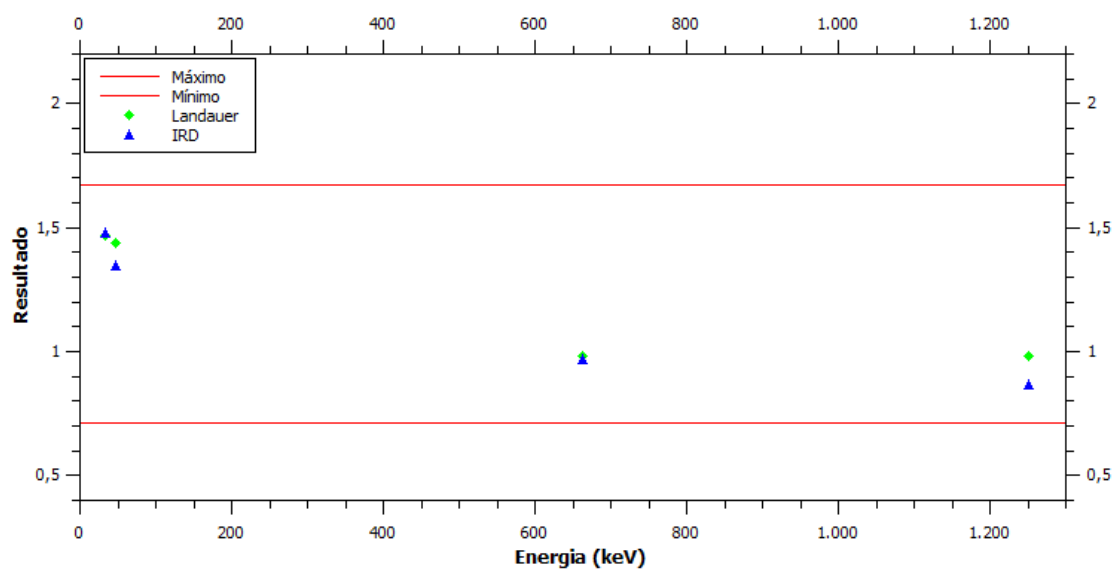
podem ser consideradas aceitáveis, foi calculada a Equação 29. Os resultados deste teste para diferentes energias nos ângulos 0° , 45° e 60° estão nas Figuras 37, 38 e 39, respectivamente.

Figura 37: Resultado do teste de dependência energética e angular para o ângulo de 0° .



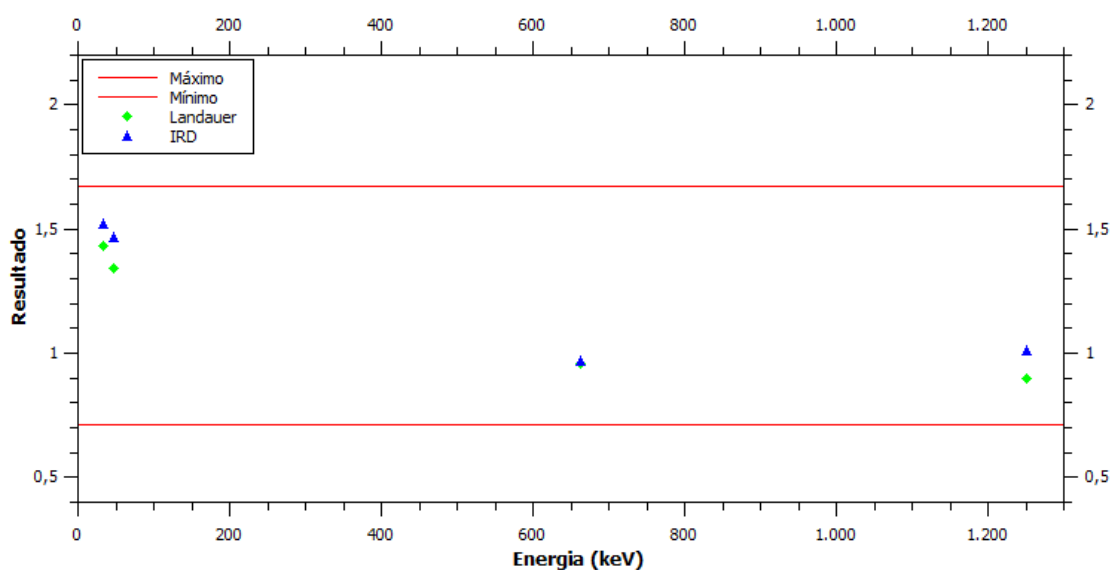
Fonte: Autora.

Figura 38: Resultado do teste de dependência energética e angular para o ângulo de 45° .



Fonte: Autora.

Figura 39: Resultado do teste de dependência energética e angular para o ângulo de 60°.



Fonte: Autora.

Portanto, a dependência energética dos dois sistemas dosimétricos é aceitável, segundo o requisito. Em relação à dependência angular, não há variação significativa. Dessa forma, os dois sistemas estão aprovados.

4.6 - LID

Os resultados da Equação 30 do teste estão na Tabela 8. Pode-se verificar que ambos os sistemas são aprovados tanto para o critério do CASEC, NR igual a 0,10 mSv, quanto para o critério da IEC e da ISO, H_0 igual a 1,0 mSv.

Tabela 8: Resultado para o teste do LID.

Anel	LID	Condição
IRD	0,04 mSv	Aprovado
Landauer	0,03 mSv	Aprovado

Fonte: Autora.

CAPÍTULO 5 - CONCLUSÕES E SUGESTÕES

5.1 - Conclusões

A avaliação de um sistema dosimétrico de extremidade, antes da autorização do seu uso, é necessária para garantir a qualidade dos valores de dose estimados. Diante disso, é recomendado que a CNEN, através do CASEC, faça a regulamentação do processo de autorização cujos requisitos técnicos para avaliação de sistemas de extremidade contenham no mínimo os testes para homogeneidade do lote, reprodutibilidade, linearidade, LID e dependência energética e angular. Também é importante haver uma verificação das condições em que as calibrações são feitas por cada SMIE, devendo ser o dosímetro colocado em um simulador de extremidade e irradiado nas qualidades de radioproteção e na grandeza $H_p(0,07)$, ou seja, uma calibração do sistema dosimétrico.

No teste de homogeneidade do lote, segundo o regulamento técnico do CASEC/IRD RT 002.01/95, os dois sistemas dosimétricos foram aprovados. Contudo, para que o lote seja considerado homogêneo, é recomendado que este requisito seja feito através do teste t de student com a diferença entre os valores máximo e mínimo do lote de dosímetros seja menor ou igual a duas vezes o valor da meia largura do intervalo de confiança de 95%.

No teste de reprodutibilidade, os dois sistemas dosimétricos foram reprovados no critério 1 por conta dos coeficientes de variação do grupo irradiado. Tais coeficientes estão relacionados com o lote de dosímetros escolhido e, além disso, existe a possibilidade de interferência do material do anel da Landauer no resultado do sistema dosimétrico, pois ele também apresentou altos coeficientes de variação nos grupos irradiados para o teste de linearidade. No critério 2, o sistema com o anel da Landauer foi aprovado, enquanto que com o anel do IRD foi reprovado, supostamente, pela não uniformidade dos anéis.

No teste de linearidade, os dois anéis podem ser considerados lineares pelo requisito da norma IEC 62387:2012. Os dados obtidos demonstram que há uma atenuação do campo de radiação de aproximadamente 9% para o sistema com o anel da Landauer, reforçando a necessidade de haver uma calibração própria de cada sistema dosimétrico.

No teste de dependência energética e angular, mesmo havendo dependência energética para baixas energias, os resultados atendem ao critério estipulado pela IEC 62387:2012. Em relação à dependência angular, não é observado variação significativa para os dois sistemas dosimétricos. Além disso, para as qualidades N-40 e N-60, os valores de leitura utilizando o anel da Landauer são maiores do que os obtidos com o anel do IRD, contrariando a afirmação anterior da atenuação de 9% com o anel da Landauer. Entretanto, uma explicação para esta contradição é a suspeita de que o material do anel da Landauer apresente alguma composição com número atômico alto, resultando em uma maior predominância de interações por efeito fotoelétrico enquanto que para o anel do IRD há maior predominância de interações por efeito Compton nessas energias.

No teste de Limite Inferior de Detecção, os dois sistemas são aptos para avaliação de dose para NR atual de 0,10 mSv. Como a PR 3.01/004:2011 não estipula um NR específico para dose de extremidade, é recomendado, então, que seja adotado o limite inferior de dose de extremidade usado nas normas ISO 14146:2018 e IEC 62387:2012 como NR e a nova equação das Curvas Trombeta da ISO 14146:2018 para análise das doses avaliadas pelos SMIE.

Portanto, o objetivo do trabalho foi alcançado com a metodologia desenvolvida e a seleção com a dos testes de desempenho considerados essenciais para a autorização de SMIE que possuem sistemas dosimétricos de extremidade.

5.2 – Sugestão para um Próximo Trabalho

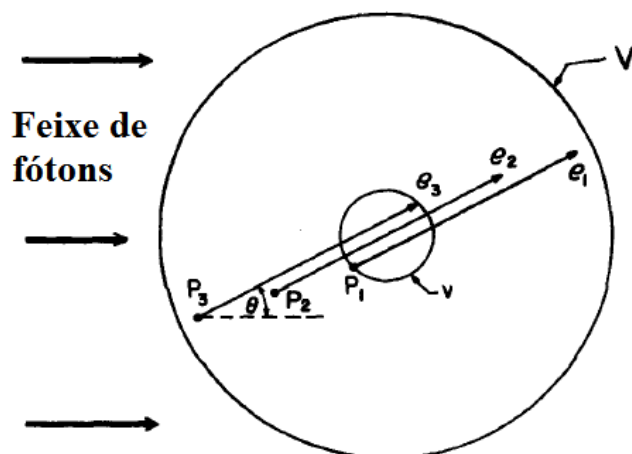
- Avaliar os desempenhos dos sistemas dosimétricos de extremidade para campos de radiação beta.

ANEXO A

A.1 - Teoria de Cavidade:

É necessário ter equilíbrio de radiação em um volume v dentro de um volume V , Figura 40, para poder relacionar dose absorvida com outras grandezas. Portanto, a radiação que entra em v deve ser igual a radiação que sai de v (ATTIX, 1986).

Figura 40: Representação de equilíbrio de radiação em um volume homogêneo V com um campo de radiação externo.



Fonte: Attix (1986).

Para haver o equilíbrio de radiação de partículas carregadas (CPE), deve haver o pressuposto de:

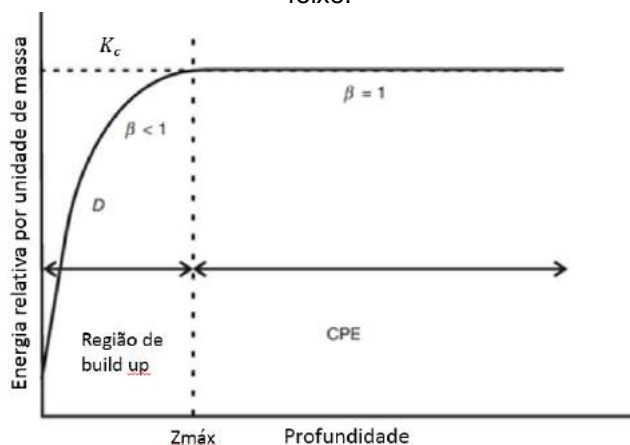
- Composição do meio homogêneo;
- Densidade Homogênea;
- Campo de radiação uniforme;
- Ausência de campo externo (magnético e elétrico) (ATTIX, 1986).

Então, a dose absorvida (D) pode ser calculada através do kerma de colisão (K_c) pela Equação 35.

$$D = K_c = \Psi \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (35)$$

Apenas na profundidade igual ou maior que $Z_{máx}$, Figura 41.

Figura 41: Kerma de colisão e dose absorvida em relação a profundidade de um meio irradiado por um fóton de alta energia para o caso hipotético de não haver atenuação e espalhamento do feixe.



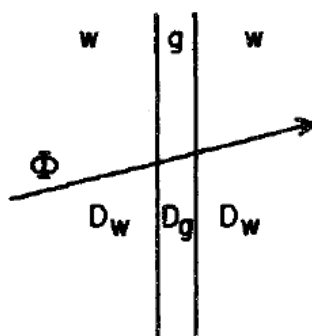
Fonte: Podgorsak (2005).

Sendo:

$$\beta = \frac{D}{K_c} \quad (36)$$

Tendo um campo de radiação atravessando dois meios diferentes w (chamado de parede) e g , Figura 42, supõe-se que a cavidade g deve ser suficientemente pequena em comparação com o alcance dos elétrons para que não haja perturbação no meio (Primeira condição de Bragg-Gray). Também se supõe que nenhuma carga surja ou pare em g (Segunda condição de Bragg-Gray).

Figura 42: Um campo de radiação atravessando dois meios w e g .



Fonte: Attix (1986).

A razão entre as doses absorvidas por esses dois meios é igual a razão dos seus respectivos *stopping powers* médio, Equação 37.

$$\frac{D_w}{D_g} = \bar{S}_g^w \quad (37)$$

Se g for um meio preenchido com ar:

$$D_{g(ar)} = K_{c_{g(ar)}} = X \frac{\bar{w}}{e} \quad (38)$$

Então:

$$D_w = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{w}}{e} \right)_g \bar{S}_g^w \quad (39)$$

Para situações de cavidades maiores que o alcance dos elétrons, Burlin chegou na Equação 40:

$$\frac{D_g}{D_w} = d \bar{S}_w^g + (1 - d) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_w^g \quad (40)$$

Onde d é igual a 1 para cavidades pequenas (Teoria de Bragg-Gray) e d é igual a 0 para cavidades grandes (ATTIX, 1986).

ANEXO B

B.1 - Intervalo de Confiança para Média de uma Distribuição Normal de Desvio Padrão Estimado:

Quando o desvio padrão é estimado, usa-se a distribuição t de student com estimativa intervalar representada na Figura 43.

Figura 43: Intervalo de Confiança de uma distribuição.



Fonte: <http://www.inf.ufsc.br/~marcelo.menezes.reis/Cap9.pdf> (Acessado em 03/05/19, 23:02)

Com as Estimativas Inferior e Superior (Intervalo de Confiança) calculadas pela equação 42.

$$\bar{X} \pm I_C \quad (42)$$

Sendo:

$$I_C = t_{n-1, \alpha/2} \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (43)$$

Onde:

I_C : Meia largura do intervalo de confiança de \bar{X} .

\bar{X} : Média;

n : Número de amostras;

s : Desvio padrão amostral;

α : Nível de significância, neste caso é igual a 5%.

t_{n-1} : Valor de T-Student para n medições.

B.2 - Intervalo de Confiança para o Desvio Padrão Estimado:

O intervalo de confiança para o desvio padrão é:

$$s \pm I_S \quad (44)$$

Onde:

I_S : Meia largura do intervalo de confiança de s .

Se s for calculado de n medições, o limite superior de I_S com um nível de confiança de $[(1-\alpha).100]$ % é dado por:

$$I_S = t_{n-1, \alpha/2} \sqrt{\frac{0,5}{n-1}} s \quad (45)$$

Onde:

n : Número de amostras;

s : Desvio padrão amostral;

α : Nível de significância, neste caso é igual a 5%.

t_{n-1} : Valor de T-Student para n medições.

ANEXO C

C.1 - Resultados do Teste de Reprodutibilidade (Sistema com o anel do IRD):

OBS: Todas as Leituras estão em μC

Tabela 9: Leituras do sistema dosimétrico com anel do IRD em todas as irradiações.

TLD	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	<Ai>	sd	Critério 2
319	32.727	32.420	30.422	31.379	35.133	33.696	32.178	32.072	30.260	29.124	31941,1	1750,4	0,084
320	30.328	29.654	27.430	28.912	28.672	30.539	28.556	27.778	25.076	25.619	28256,4	1829,7	0,099
321													
322	31.946	31.413	29.814	31.200	31.657	31.888	29.617	31.306	28.397	28.534	30577,2	1366,6	0,068
324	31.850	33.148	29.605	32.303	32.332	32.570	29.949	30.271	27.776	27.214	30701,8	2073,5	0,104
325	32.663	32.526	31.348	32.548	32.940	33.330	29.517	30.215	29.015	28.319	31242,1	1830,7	0,090
326	31.560	31.625	30.295	31.326	29.762	32.758	30.257	29.524	28.057	27.472	30263,6	1644,7	0,083
328	32.879	32.312	32.967	32.699	33.402	34.155	32.220	31.889	31.430	30.382	32433,5	1055,5	0,050
329	29.583	29.819	28.921	29.878	30.358	30.512	28.734	27.761	28.559	28.160	29228,5	937,0	0,049
331	28.985	30.322	29.875	29.370	28.473	29.326	27.356	28.782	26.897	27.137	28652,3	1177,1	0,063
332	31.489	30.094	29.935	31.754	30.408	32.346	29.662	30.289	28.772	26.714	30146,3	1607,8	0,082
333													
<Aj>	31401,0	31333,3	30061,2	31136,9	31313,7	32112,0	29804,6	29988,7	28423,9	27867,5			
sd	1348,3	1274,4	1446,4	1330,3	2158,6	1552,6	1510,4	1543,1	1731,8	1339,1			
Critério 1	0,066	0,062	0,074	0,065	0,106	0,074	0,078	0,079	0,093	0,074			

C.2 - Resultados do Teste de Reprodutibilidade (Sistema com o anel da Landauer):

OBS: Todas as Leituras estão em μC

Tabela 10: Leituras do sistema dosimétrico com anel da Landauer em todas as irradiações.

TLD	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	A8	A9	A10	<Ai>	sd	Critério 2
319													
320	27.041	25.850	26.184	25.553	27.040	26.838	25.076	26.667	25.550	24.165	25996,4	942,3	0,056
321													
322	30.067	27.011	28.539	28.699	28.783	29.120	28.397	29.803	28.158	28.232	28680,9	865,9	0,046
324	29.165	27.312	28.510	27.910	28.370	28.813	27.776	28.019	26.403	26.168	27844,6	978,2	0,054
325	30.299	29.644	29.482	30.464	30.504	29.697	29.015	30.148	27.542	28.289	29508,4	977,0	0,051
326	27.572	26.990	28.126	27.417	28.162	28.472	28.057	28.947	27.149	28.225	27911,7	615,1	0,034
328	31.747	31.233	31.374	31.576	30.970	30.748	31.430	32.612	30.723	30.346	31275,9	639,0	0,031
329	27.550	27.881	29.253	28.698	28.642	29.553	28.559	28.937	27.410	27.246	28372,9	803,8	0,043
331	27.993	26.652	27.126	27.249	26.278	27.094	26.897	26.268	26.101	25.680	26733,8	675,2	0,039
332	28.616	28.661	29.268	29.209	27.571	28.879	28.772	28.157	26.932	26.100	28216,5	1040,6	0,057
333	27.362	27.082	27.142	26.973	26.565	27.137	26.761	28.149	26.961	27.122	27125,4	422,0	0,024
<Aj>	28741,2	27831,6	28500,4	28374,8	28288,5	28635,1	28074,0	28770,7	27292,9	27157,3			
sd	1547,5	1601,3	1476,4	1759,0	1548,4	1275,2	1672,0	1819,5	1418,2	1731,6			
Critério 1	0,083	0,088	0,079	0,095	0,084	0,068	0,091	0,097	0,080	0,098			

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALENCAR, M. A. V.; PATRÃO, K. C. S.; FERREIRA, P. R. R.; MATTA L. E. S. C.; PERES, S. S.; DA SILVA F. C. A., **Panorama da monitoração individual e calibração de monitores de radiação no País**. International Joint Conference Radio 2017.

ANSI. American National Standards Institute. **American National Standard for Dosimetry - Personnel Dosimetry Performance - Criteria for Testing**, ANSI/HPS N13.11-2009. Health Physics Society (HPS), 2009.

ANVISA. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico, Portaria 453**. Brasil, 1998..

ATTIX, F. H., **Introdution to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, 1 ed. WILEY-VCH, 1986.

BATISTA, B. J. B., **Avaliação de Dosímetros Termoluminescentes para Uso em Radioterapia com Fótons de Alta Energia**. Instituto de Física, Universidade de São Paulo. Dissertação de Mestrado. São Paulo, 2011.

CAMPOS, L. L., **Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação**. Cerâmica. vol.44, 1998.

CARNICER, A., SANS-MERCE, M., BAECHLER, S., et al., **Hand Exposure in Diagnostic Nuclear Medicine with ^{18}F - and $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -Labelled Radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED Project**, Radiation Measurements, v. 46, 2011, pp.1277-1282.

CHERRY, S. R., SORENSON, J. A., PHELPS, M. E., **Physics in Nuclear Medicine**, 3 ed. Elsevier Science. Estados Unidos, 2003.

CNEN NE 3.01. **Diretrizes Básicas de Radioproteção**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 1988.

CNEN NN 3.01. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011a.

CNEN PR 3.01/004. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.** Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_b.

CNEN PR 3.01/005. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica.** Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2011_c.

CNEN NN 3.05. **Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear,** 2013.

DA ROSA, L. A. R., **Utilização de Dosímetros Termoluminescentes para Determinação da Exposição ou Dose Absorvida em Campos de Radiação Gama ou X com Distribuição Espectral Desconhecida,** Dissertação de Mestrado, Pós-graduação de Engenharia da Universidade Federal do Rio de Janeiro, 1981.

EISBERG R., RESNICK R., **Física Quântica: Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas,** 43° Tiragem. Elsevier, 1979.

FERREIRA, S. M., **Caracterização e Cálculo da Incerteza do Sistema de Dosimetria Termoluminescente RADOS MTS-N para Monitoração Individual de Corpo Inteiro para Fótons,** Dissertação de Mestrado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Rio de Janeiro, 2017.

FURETTA, C. **Handbook of thermoluminescence.** 2° edição. New Jersey: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., 2010.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals.** Publication 106, 2008.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Publication 26, 1977.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Publication 60, 1990.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** Publication 103, 2007.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, **Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation**, Report 60, 1998.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements, **Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations**, Report 47, 1992.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Quantities and units in radiation Protection Dosimetry**. Report 59, 1993.

ICRU. International Commission on Radiation Units and Measurements. **Radiation Quantities and Units**. Report 33, 1980.

International Electrotechnical Commission, 2012, **Radiation protection instrumentation – Passive integrating dosimetry systems for personal and environmental monitoring of photon and beta radiation**, Standard IEC 62387, Geneva, IEC.

IRD RT N° 001.01/95. **Cr terios Gerais para Certifica  o de um Serviço de Monitoração Individual Externa**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional de Energia Nuclear. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa - CASMIE/IRD. Outubro, 1995_a.

IRD RT N° 002.01/95. **Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual - Crêterios e Condições**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional de Energia Nuclear. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa - CASMIE/IRD. Outubro, 1995_b.

ISO. International Organization for Standardization. **Radiation protection — Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosimeters for X and gamma radiation**. ISO 14146, 2000 e 2018.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy Part 1: Radiation characteristics and production methods**. ISO 4037 – 1, 2019_a.

ISO. International Organization for Standardization. **X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and dose rate meters and for determining their response as a function of photon energy Part 3:**

Calibration of area and personal dosimeters and the measurement of their response as a function of energy and angle of incidence. ISO 4037-3, 2019_b.

KUBO, A. L. S. L., **Avaliação Crítica da Exposição Ocupacional Externa nos Serviços de Medicina Nuclear do Brasil**, Tese de Doutorado, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Rio de Janeiro, 2016.

MAURICIO, C. L. P., **Apostila: Monitoração Individual Externa**. Rio de Janeiro. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. 2001.

MAURÍCIO, C. L. P.; DA SILVA R. L. H.; DA SILVA R. C., **Análise dos registros de dose ocupacional externa no Brasil**. Brazilian Journal Radiation of Sciences, 2015.

McKEEVER S. W. S., MOSCOVITCH M., TOWNSEND P. D., **Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses**, 1 ed. Nuclear Technology Publishing, 1995. Ashford, England.

Ministério do Trabalho e Emprego (MTE), 2005, **Norma Regulamentadora nº 32, Segurança e Saúde no Trabalho em Estabelecimentos de Saúde, Portaria GM 485**, de 11 de novembro de 2005, Brasil.

NASCIMENTO, S. E. C. N., **Dosimetria de Extremidades para Campos de Radiação Mistos Beta-fótons**, Dissertação de Mestrado, Programa de Pós-graduação em Tecnologias Energéticas e Nucleares (PROTEN), Pernambuco, 2011.

OKUNO, E; YOSHIMURA, E. M., **Física das Radiações**. São Paulo. Oficina de Textos. 2010

OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A., **Applied Thermoluminescence Dosimetry. Commission of the European Communities**. Luxemburgo, 1981.

PODGORSK, E. B. **Radiation Oncology Physics: a Handbook for Teachers and Students**. Vienna: IAEA, 2005.

SABOL, J.; WENG, P. S., **Radiation Protection Dosimetry**. World Scientific, 1995.

SHERER, M. A. S.; VISCONTI, P. J.; RITENOUR, E. R., **Radiation Protection in Medical Radiography**. 6° edição. Mosby Elsevier, 2011.

TAUHATA L., SALATI I., DI PRINZIO RE., DI PRINZIO R. A., **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**, 9° revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 2013.

YUKIHARA, E. G., **Desvendando a cor da termoluminescência do topázio: Um estudo dos defeitos e processos termicamente e opticamente estimulados no cristal natural**. São Paulo: Instituto de Física, Universidade de São Paulo. Tese de Doutorado. 2001.